UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

# SISTEMA ELETRÔNICO PARA GERAÇÃO E AVALIAÇÃO DE MOVIMENTOS EM PARAPLÉGICOS

Marcelo Augusto Assunção Sanches

Ilha Solteira - SP
Fevereiro/2013

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

# SISTEMA ELETRÔNICO PARA GERAÇÃO E AVALIAÇÃO DE MOVIMENTOS EM PARAPLÉGICOS

Marcelo Augusto Assunção Sanches

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Ilha Solteira- UNESP como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Engenharia Elétrica.
Área de Conhecimento: Automação.

**Orientador:**
Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho.

Ilha Solteira - SP
Fevereiro/2013

FICHA CATALOGRÁFICA
Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

S211s

Sanches, Marcelo Augusto Assunção.
Sistema eletrônico para geração e avaliação de movimentos em paraplégicos / Marcelo Augusto Assunção Sanches. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2013
184 f. : il.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2013

Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho
Inclui bibliografia

1. Paraplégico. 2. FES. 3. Controle em malha fechada. 4. Fuzzy Takagi - Sugeno.

unesp UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA

**CERTIFICADO DE APROVAÇÃO**

**TÍTULO:** Sistema eletrônico para geração e avaliação de movimentos em paraplégicos

**AUTOR: MARCELO AUGUSTO ASSUNÇÃO SANCHES**
**ORIENTADOR: Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO**

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de DOUTOR EM ENGENHARIA ELÉTRICA , Área: AUTOMAÇÃO, pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Prof. Dr. MARCELO CARVALHO M TEIXEIRA
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Profa. Dra. ERICA REGINA M D'MACHADO
Departamento de Matemática / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Prof. Dr. ANTONIO AUGUSTO FASOLO QUEVEDO
Departamento de Engenharia Biomédica / Universidade Estadual de Campinas

Prof. Dr. RUBERLEI GAINO
Departamento de Engenharia Elétrica / Universidade Estadual de Londrina

Data da realização: 22 de fevereiro de 2013.

*Antônio Sanches e*
*Elizabete Assunção Sanches (in memorian),*
*maravilhosos pais,*
*dedico.*

# AGRADECIMENTOS

Quero agradecer primeiramente e principalmente a DEUS, pelas oportunidades que me são dadas e pela força para prosseguir, mesmo quando tudo parece não dar certo, nada funciona, e muitas vezes parecem nem ter solução.

A minha mãe, maravilhosa mãe, acredito eu que neste momento estaria muito feliz, pois sempre enxergou o bom caminho dos estudos, enquanto eu adolescente, limitado, não tinha esta percepção, acreditava apenas no trabalho. Como sempre, o tempo, a vida, me mostrou que mais uma vez ela estava certa. Neste caminho trilhado até agora, onde foi possível trabalhar e também estudar, vivenciei e aprendi muitas coisas. Ao término desta Tese, estou dando um passo a mais em minha vida, angariando mais responsabilidades, responsabilidades materiais e morais, formalizando esta conquista com um título de doutor. Tenho a honra de dedica-la, pois sei que mesmo não estando mais entre nós, ainda olha por mim e meu irmão.

Ao meu pai, um grande homem, uma pessoa altruísta, que sempre nos deu bons conselhos e bons exemplos. Meu irmão, amigo que caminhamos juntos, muitas vezes apenas nos dois, acertando, errando, pois era preciso prosseguir, mas DEUS sempre mostrava o caminho. Muito obrigado meu irmão por ter permitido que eu avança-se nos estudos, quando naquele momento de nossas vidas, a parte financeira permitiu que apenas um prosseguisse.

Dona Sylvia, Dra. Carol, que cuidaram de mim e me ajudaram muito, deram-me muita coisa boa, muito carinho. Vocês me ajudaram a resgatar coisas boas que nem me lembrava mais. Ao Sr Luis e a Rosangela.

Ao meu grande orientador, Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho, pela confiança em mim, por tudo que me ensinou durante o período em que passamos trabalhando. Dificilmente conseguirei expressar, quantificar o meu me sentimento, além da lição de vida adquirida com esta convivência, pois além de um grande orientador é uma pessoa maravilhosa.

Aos Professores, Dr Marcelo Carvalho Minhoto Teixeira, Prof. Dr Ruberlei e Profa Dra. Erica Regina Marani Daruichi Machado, ótimos profissionais, grandes pessoas, que me ajudaram diretamente neste trabalho, onde posso dizer, nosso trabalho. Aos professores Cláudio Kitano, Edvaldo

Assunção, Alexandre, Márcio Bazani, Jadis Santis, João Romero, Hélio Suleiman, Luis Cláudio Pacheco, Augusto Cesinando.

Companheiros de laboratório, Glauber, Perdido, Tia, Gandhi, Maria, dentre outros. Em especial, Mateus Urban, Renan Kozan e Marcos Junqueira, pelo companheirismo, amizade, ajuda e dedicação, não só no trabalho, mas fora também. Sem vocês este trabalho com certeza não seria concluído. Muito obrigado, também posso dizer a vocês, nosso trabalho.

Aos técnicos Aderson, Hidemassa, Everaldo, Adilson e o Vlademir Chaves que sempre ajudou de forma direta. Tínhamos algumas ideias e o Chaves fazia sempre de forma melhorada.

Ao João Josué Barbosa, Marcia Chaves, que me auxiliam desde o ingresso, à Marta, Sandra, Rafael, Onilda, Ana, Adriana, Eder dentre outros funcionários da FEIS/UNESP agradeço por me ajudarem em diversas ocasiões.

Ao tio Ronaldo que acordava as madrugadas para me ajudar, tio Maurício que me confiou projetos, mesmo com minha grande inexperiência inicial, tio Zezé que sempre me incentivou entusiasmo na área dos estudos, aos meus tios e tias que de alguma forma me ajudaram, me ajudam. Não poderia deixar de expressar o quanto fiquei feliz por vê-los.

Marcos Balbo que literalmente me levou para fazer engenharia, à D. Cleonice que me ajudou a decidir pelo mestrado em um momento de grande dúvida.

Ao amigo e afilhado Wesley Pontes, Tercio, Pardal, Wander, Sakamoto, Élcio, Wander, Coragem, Mario, Marcos de Paula, Clézio, Denis, Danilo, Flavio Sato, Ricardo Freitas, Luciana. À Tio Arley, tia Dora, Paty, Laine, Flavia, Melissa, Bia,Lena, Luis, Gabriela, Isac, Taty, Gaby, Karla, Cristiane, D. Rosana, Carlinhos, Juliana...

*Ai miei amici che abbiamo stato insieme in Italia, Giancarlo, Karina, Andrea, Marco. Gli amici della Fondazione Don Gnochi, Milano, che in qualque modo mi hanno aiutato, Jessica, Ferrarin, Luca, Enrica, Roberta, Lucia, Furio, Francesco, Paolo, Matteo, Valerio, Tizi, Emanuele e brave persone come, Guido, Mikos, tra le altre... in speciale Giordy e Thorsen ...*

À CNPQ, CAPES e FAPESP pelo suporte financeiro.

*“Na vida, temos quer ter fé e merecimento. Portanto, não percamos a fé nunca e façamos por merecer sempre”.*

*“Se vi mais longe (se conclui este trabalho), foi por estar de pé sobre ombros de gigantes”.*
***Isaac Newton***

*“A mente que se abre a uma nova ideia, jamais voltará ao seu tamanho original”.*
***Albert Einstein***

# RESUMO

Foi implementado um sistema eletrônico de eletroestimulação funcional para geração e avaliação de movimentos nos membros inferiores de pessoas paraplégicas e hígidas. O sistema eletrônico é constituído por um estimulador elétrico neuromuscular, por uma plataforma de testes e por algoritmos de controle. O estimulador é de oito canais, independentes, controlado, com forma de onda de corrente de estimulação bifásica, retangular, com carga balanceada e capacidade de fornecer até 140 mA. O sistema pode operar com modulação por largura ou amplitude ou de pulso. Os parâmetros de estimulação podem ajustados e alterados com facilidade e agilidade por meio tela de do computador em um programa desenvolvido em LabVIEW. Foi necessária a implementação de uma plataforma de testes que contém os dispositivos necessários para gerar e aferir algumas grandezas, como estímulos elétricos controlados, deslocamento, velocidade e aceleração angular. A plataforma é composta por sensores, circuitos de condicionamento de sinais, *software* para o ajuste e controle dos parâmetros de eletroestimulação e também uma cadeira onde foi instalada toda a instrumentação. Utilizou-se DSP (Processador Digital de Sinais) e LabVIEW, juntamente com o eletroestimulador e sensores, para a implementação de controladores em malha fechada, PID (Proporcional Integral e Derivativo) e também *Fuzzy* Takagi-Sugeno, para estabelecer a posição da perna do na posição desejada, no movimento de extensão do joelho, de pessoas hígidas e paraplégicas. Foram realizados testes em malha aberta e malha fechada, com voluntários hígidos e paraplégicos. Modelos *Fuzzy* Takagi-Sugeno (TS) foram utilizados na modelagem e controle discreto do modelo matemático proposto por Ferrarin e Pedotti (2000). Foi proposta uma metodologia inédita para a construção dos modelos locais considerando a posição, velocidade e aceleração angulares. Os modelos locais e os reguladores foram projetados com o uso de *LMIs* (Desigualdades Matriciais Lineares) do software MATLAB.

**Palavras chave:** Paraplégico. Eletroestimulação. FES. Controle em malha fechada. *Fuzzy* Takagi-Sugeno.

# ABSTRACT

*We have implemented an electronic system for functional electrical stimulation for generation and evaluation of movements in the lower limbs of paraplegic and healthy people. The electronic system comprises a neuromuscular electrical stimulator, a test platform and control algorithms. The eight-channel stimulator is independent, controlled, waveform for stimulating current biphasic, rectangular, and load-balanced ability to deliver up to 140 mA. The system can operate with width or amplitude modulation or pulse. The stimulation parameters can be easily and agility adjusted and changed through the computer screen in a program developed in LabVIEW. It was necessary to implement a test platform that contains the necessary devices to generate and measure some quantities such as controlled electrical stimulation, displacement, velocity and angular acceleration. The platform consists of sensors, signal conditioning circuits, software for adjustment of parameters and control of electrostimulation and also a chair where it was settled the instrumentation. We used DSP (Digital Signal Processor) and LabVIEW, together with the electrostimulator and sensors to implement a closed loop controllers, PID (Proportional Integral Derivative) and Fuzzy Takagi-Sugeno, to establish the position of the leg in a desired position, in the movement of knee extension in people. Tests were conducted in open and closed loop with healthy and paraplegic volunteers. Takagi-Sugeno (TS) fuzzy models were used for modeling and discrete control of the mathematical model leg proposed by Ferrarin e Pedotti (2000). We proposed a new methodology for the construction of local models considering the position, velocity and angular acceleration. The local models and regulators were designed using LMIs (Linear Matrix Inequalities) solvers of MATLAB software.*

***Keywords:*** *Paraplegic. Electrostimulation. FES. Closed loop control. PID. Fuzzy Takagi-Sugeno.*

# RIASSUNTO

È stato implementato un sistema elettronico di stimolazione elettrica funzionale con scopo di generare e valutare dei movimenti degli arti inferiori di persone paraplegici e sani. Il sistema elettronico comprende uno stimolatore elettrico neuromuscolare e una piattaforma di prova e l'algoritmi di controllo. C'sono otto canali controllati, indipendenti,forma d'onda di corrente, bifasica, rettangolare e bilanciata, con la capacità del carico per fornire fino a 140 mA. Il sistema può funzionare con modulazione di larghezza o ampiezza di impulso. I parametri di stimolazione può essere regolato e cambiato con facilità e l'agilità attraverso dello schermo del computer in un programma sviluppato in LabVIEW. È stato implementare una piattaforma di prova che contiene i dispositivi necessari per generare e misurare alcune grandezze quali la stimolazione elettrica controllata, spostamento, velocità e accelerazione angolare.La piattaforma è costituita da sensori, circuiti di condizionamento di segnali, software per la regolazione dei parametri di controllo e di elettrostimolazione e anche una sedia in cui è stato installato la strumentazione. È stato usato DSP (*Digital Signal Processor*) e LabVIEW, insieme all stimolatore elettrico e sensori con scopo di fare controllo in closed loop, usando PID (*Proporzionale Integrale Derivativo*) e *Fuzzy* Takagi-Sugeno, per stabilire la posizione della gamba nella posizione desiderata, con il movimento di estensione del ginocchio, in persone paraplegici e sani. Alcuni test sono stati condotti in open loop e anche closed loop, con volontari sani e paraplegici. Il modello Fuzzy Takagi-Sugeno (TS) è stato utilizzato per la modellazione e il controllo con il modello matematico della estensione de gamba, proposto per Ferrarin e Pedotti (2000). In questto lavoro è stato proposto una nuova metodologia per la realizzazione dei modelli locali considerando la posizione, velocità e accelerazione angolare invece di moemento torcente. I modelli locali e i compensatori sono stati progettati con l'utilizo di LMIs (*Linear Matrix Inequalities*) in software MATLAB.

**Parole chiave:** Paraplegici. Elettrostimolazione. FES. Controllo in closed loop. Fuzzy Takagi-Sugeno.

# LISTA DE FIGURAS

*Figura 1 – Corte transversal da coluna vertebral.* 29
*Figura 2 – Representação do neurônio motor e de um botão sináptico.* 30
*Figura 3 – Principais nervos dos membros inferiores.* 31
*Figura 4 – Tensão na membrana celular nervosa durante o Potencial de Ação.* 32
*Figura 5 – Principais músculos dos membros inferiores.* 34
*Figura 6 – Estrutura básica de um músculo.* 34
*Figura 7 – Diagrama da unidade motora.* 35
*Figura 8 – Sarcômero em repouso e na fase de contração.* 36
*Figura 9 – Força de contração muscular em função do número de estímulos aplicados e número de fibras recrutadas.* 37
*Figura 10 – Estimulação elétrica do nervo por meio de eletrodos superficiais.* 42
*Figura 11 – Curva F-D para um tecido excitável (A), e curvas F-D para uma fibra nervosa e para um músculo desenervado (B).* 43
*Figura 12 – Relação entre intensidade x tempo e os seus resultados.* 43
*Figura 13 – Formas de onda bifásicas, simétricas e equilibradas.* 45
*Figura 14 – (a) Formas de onda bifásica, assimétrica, equilibrada, (b) formas de onda bifásica, assimétrica, desequilibrada.* 45
*Figura 15 – Curva de carga Q correspondente a uma forma de onda de corrente I utilizando PWM.* 46
*Figura 18 – Eletroestimulador desenvolvido.* 85
*Figura 19 – Alguns parâmetros do sinal de saída.* 85
*Figura 20 – Sinais do circuito lógico e do circuito formador de onda.* 86
*Figura 21 – Circuito formador de onda.* 87
*Figura 22 – Espelho de corrente de Wilson.* 89
*Figura 23 – Espelho de corrente de Wilson com inserção de resistências.* 90
*Figura 24 – Espelho de corrente de Wilson com uma carga RC.* 90
*Figura 25 – Curvas de Vc3 para diferentes tensões de alimentação e de RC.* 91
*Figura 26 – Esquemático do circuito de cada canal do eletroestimulador.* 92
*Figura 27 – Foto do circuito de um canal do eletroestimulador.* 93
*Figura 28 – Arranjo para medir a corrente no circuito.* 93
*Figura 29 – Corrente de saída em função da carga.* 94
*Figura 30 – Sinal de saída em função da frequência.* 94
*Figura 31 – Sinal senoidal e triangular com frequência até 160KHz.* 95

*Figura 32 – Sinal senoidal e triangular com frequência acima de 160KHz.* 95
*Figura 33 – Retificador de Precisão* 96
*Figura 34 – Circuito de Monitoramento.* 97
*Figura 35 – Circuito regulador e atuador* 98
*Figura 36 – Placa do circuito de monitoramento* 98
*Figura 37 – Eletroestimulador comercial, modelo Neurodyn II.* 99
*Figura 38 – Sinais utilizando o eletroestimulador comercial Neurodyn II.* 100
*Figura 39 – Sinais utilizando o eletroestimulador desenvolvido.* 100
*Figura 40 – Estação de trabalho Experimenter Kit USB DockingStation.* 102
*Figura 41 – Interface criada com o software LabVIEW.* 103
*Figura 42 – Botão da Tranquilidade.* 105
*Figura 43 – Eletrodos com superfície de gel 5x5 cm.* 106
*Figura 44 – Goniômetro universal e uma aplicação em um ciclista.* 107
*Figura 45 – Eletrogoniômetro resistivo utilizado.* 108
*Figura 46 – Circuito interno do eletrogoniômetro.* 108
*Figura 47 – Gráfico da tensão produzida pelo eletrogoniômetro em função do ângulo.* 109
*Figura 48 – Conjunto com o giroscópio modelo LPR510AL.* 110
*Figura 49 – Ilustração do posicionamento dos acelerômetros.* 110
*Figura 50 – Conjunto com o acelerômetro modelo MMA7341L.* 111
*Figura 51 – Sinal durante a calibração do acelerômetro.* 112
*Figura 52 – Foto da cadeira ergonométrica.* 113
*Figura 53 – Vista frontal à barra instrumentada.* 114
*Figura 54 – Vista superior à barra instrumentada.* 114
*Figura 55 – Testes de deslocamento angular.* 115
*Figura 56 – Testes de velocidade angular.* 116
*Figura 57 – Testes de aceleração angular.* 117
*Figura 58– Plicômetro e balança comercial utilizado.* 120
*Figura 59 – Esfigmomanômetro e um estetoscópio.* 121
*Figura 60 – Aparelho digital Microlife, modelo BP3BT0-A* 121
*Figura 61 – Curva de carga Q correspondente a uma forma de onda de corrente I aplicada ao um músculo.* 123
*Figura 62 – Foto com dois eletrodos posicionados e uma trena.* 124
*Figura 63 – Sinal aplicado na etapa de repetibilidade.* 126
*Figura 64 – Sinal com características de um degrau.* 128

*Figura 65a – Sinal com características de rampa.* 130
*Figura 65b – Sinal com características de duas rampas sequênciais.* 130
*Figura 65c – Sinal com características de rampa e degrau.* 130
*Figura 69 – Diagrama de blocos do sistema utilizado em malha aberta.* 134
*Figura 70 – Teste de repetibilidade: Voluntario H1- Dia 1.* 135
*Figura 71 – Teste de repetibilidade: Voluntario H1- Dia 2.* 135
*Figura 72 – Teste de repetibilidade: Voluntario H1- Dia 3.* 136
*Figura 73 – Teste de repetibilidade: Voluntario H2- Dia 1.* 137
*Figura 74 – Teste de repetibilidade: Voluntario H2- Dia 2.* 137
*Figura 75 – Teste de repetibilidade: Voluntario H2- Dia 3.* 138
*Figura 76 – Teste de repetibilidade: Voluntario H3- Dia 1.* 139
*Figura 77 – Teste de repetibilidade: Voluntario H3- Dia 2.* 139
*Figura 78 – Teste de repetibilidade: Voluntario H3- Dia 3.* 140
*Figura 79 – Teste de repetibilidade: Voluntario H6- Dia 1.* 141
*Figura 80 – Teste de repetibilidade: Voluntario H6- Dia 2.* 141
*Figura 81 – Teste de repetibilidade: Voluntario H7- Dia 1.* 142
*Figura 82 – Teste de repetibilidade: Voluntario H7- Dia 2.* 142
*Figura 83 – Teste de repetibilidade: Voluntario P1- Dia 1.* 143
*Figura 84 – Teste de repetibilidade: Voluntario P1- Dia 2.* 143
*Figura 85 – Teste de repetibilidade: Voluntario P2- Dia 1.* 144
*Figura 86 – Teste de repetibilidade: Voluntario P2- Dia 2.* 144
*Figura 87 – Teste de repetibilidade: Voluntario P3- Dia 1.* 145
*Figura 88 – Teste de repetibilidade: Voluntario P4- Dia 1.* 146
*Figura 89 – Diagrama de blocos do sistema em malha fechada com PID.* 147
*Figura 90 – Implementação do Sistema de identificação no LabVIEW.* 148
*Figura 91 – Sistema controlador-planta no Simulink.* 149
*Figura 92 – Sistema controlador-planta no Simulink.* 149
*Figura 93 – Algoritmo de controle PID embarcado no DSP.* 150
*Figura 94 – Tela do programa no LabVIEW para a testes com controle.* 151
*Figura 95 – Controlador projetado no dia anterior e aplicado no voluntário H2.* 151
*Figura 96 – Controlador projetado e na sequência aplicado no voluntário H2.* 152
*Figura 97 – Controlador aplicado no voluntário P4.* 153
*Figura 98 – Diagrama de blocos do sistema em malha fechada com Fuzzy (TS).* 153
*Figura 99- Funções de pertinência σ1e σ2.* 155

*Figura 100 - Funções de pertinência σ3 e σ4.* 155
*Figura 101 - Posição angular (Θ - $Θ_v$) e aproximação Fuzzy* 156
*Figura 102 - Velocidade angular e aproximação Fuzzy.* 156
*Figura 103 - Aceleração Angular e Aproximação Fuzzy.* 157
*Figura 104 - Posição angular com projeto do controlador (Θ-$Θ_0$).* 158
*Figura 105 - Posição angular com projeto do controlador.* 158
*Figura 106- Velocidade angular com projeto do controlador* 158
*Figura 107 - Aceleração angular com projeto do controlador* 159
*Figura 108 - Largura de pulso com projeto do controlador* 159
*Figura 109 – Algoritmo de controle Fuzzy (TS) embarcado no DSP.* 160
*Figura 110 – Programa no LabVIEW para a realização dos testes com controle.* 161
*Figura 111 – Controlador Fuzzy (TS) aplicado em um voluntário hígido.* 161
*Figura 112 - Posição angular com controlador (Θ-$Θ_0$) considerando a estabilidade.* 163
*Figura 113 - Posição angular com controlador considerando a estabilidade.* 164
*Figura 114 - Velocidade angular com controlador considerando a estabilidade.* 164
*Figura 115 - Aceleração angular com controlador considerando a estabilidade.* 164
*Figura 116 - Largura de pulso com projeto do controlador* 165

# SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 17
***1.1 Introdução geral 17***
***1.2 Objetivos 22***
***1.3 Estado da Arte 22***
2 FISIOLOGIA DO SISTEMA MÚSCULO-ESQUELÉTICO 29
***2.1 Sistema Nervoso 29***
***2.2 O Impulso Nervoso 32***
***2.3 Músculo Esquelético dos Membros Inferiores 33***
***2.4 Contração Muscular 35***
3 ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR 38
***3.1 Histórico da Eletroestimulação 38***
***3.2 Estimulação Elétrica Neuromuscular 40***
***3.3 Formas de Onda Empregada 44***
4 PROJETO DE REGULADORES COM MODELOS FUZZY TAKAGISUGENO 47
***4.1 Introdução Sobre Fuzzy 47***
***4.2 Sistemas Fuzzy 49***
***4.3 Funções de Pertinência 50***
***4.4 Modelo Fuzzy Takagi-Sugeno 51***
***4.4.1 Representação de Sistemas Fuzzy Takagi-Sugeno 53***
***4.4.2 Função de Pertinência para Sistemas Fuzzy (TS) 56***
***4.5 Projeto de Reguladores com Modelos Fuzzy (TS) 58***
***4.5.1 Condições para a Estabilidade 59***
***4.5.2 Taxa de Decaimento 61***
***4.5.3 Restrição na Entrada 61***
***4.5.4 Restrição na Saída 61***
***4.6 Forma Generalizada do Sistema Fuzzy (TS) 62***
***4.7 Descrição do Problema de Discretização 63***
***4.8 Reguladores Fuzzy Discretos 65***
***4.8.1 Análise de Estabilidade 66***
***4.8.2 Taxa de Decaimento 68***
***4.9 Modelo Dinâmico Usado no Controle da Posição da Perna 69***
***4.10 Definição dos Novos Modelos Locais Fuzzy 74***
***4.10.1 Definição das Funções de Pertinência 77***
5 INSTRUMENTAÇÃO 84

*5.1 Eletroestimulador Neuromuscular Funcional* 84
*5.1.1 Estágio Formador de Onda* 85
*5.1.2 Estágio de Potência* 88
*5.1.3 Circuito Completo de Eletroestimulação* 92
*5.1.4 Circuito de Monitoramento do Sinal de Eletroestimulação* 95
*5.1.5 Testes com o Eletroestimulador Implementado e com um Comercial* 99
*5.2 DSP (Processador Digital de Sinal) Utilizado* 101
*5.3 LabVIEW* 102
*5.4 Eletrodos* 106
*5.5 Goniometria* 106
*5.5.1 Eletrogoniômetro* 107
*5.6 Giroscópios* 109
*5.7. Acelerômetros* 110
*5.8. Cadeira Ergonométrica* 112
*5.8.1 Calibração dos Sensores da Cadeira Ergonométrica* 115
6 PROTOCOLOS 118
*6.1 Protocolo de Recrutamento dos Candidatos* 118
*6.2 Protocolo para Identificar o Ponto de Ativação* 119
*6.3 Protocolo de Repetibilidade Utilizando Controle em Malha Aberta* 125
*6.4 Protocolos de Identificação e controle em malha fechada* 128
*6.4.1 Protocolos de Identificação* 128
*6.4.2 Protocolo para controle em malha fechada* 131
7 ELETROESTIMULAÇÃO EM MALHA ABERTA 132
*7.1 Voluntários participantes* 132
*7.2 Eletroestimulação em Malha Aberta* 133
*7.2.1 Eletroestimulação em Malha Aberta - Homens Hígidos* 134
*7.2.2 Eletroestimulação em Malha Aberta - Mulheres Hígidas* 140
*7.2.3 Eletroestimulação em Malha Aberta – Homens Paraplégicos* 143
8 ELETROESTIMULAÇÃO EM MALHA FECHADA 147
*8.1 Eletroestimulação em Malha Fechada Utilizando PID* 147
*8.1.1 Identificação e Projeto do Controlador PID* 148
*8.1.2 Resposta do Controlador Projetado* 148
*8.1.3 Controlador PID Embarcado no DSP* 149
*8.1.4 Implementação do Programa no LabVIEW para a Realizar Testes com Controle PID no DSP* 150
*8.1.5 Testes PID com Voluntários* 151
*8.2 Eletroestimulação em Malha Fechada - Fuzzy Takagi-Sugeno* 153

***8.2.1 Identificação para Projeto do Controlador Fuzzy Takagi-Sugeno*** ***154***
***8.2.2 Modelagem*** ***154***
***8.2.3 Projeto do Controlador Fuzzy Takagi-Sugeno*** ***157***
***8.2.4 Implementação do Controlador Fuzzy (TS) no DSP*** ***159***
***8.2.5 Implementação do Programa no LabVIEW para realização de Testes com Controle Fuzzy (TS) no DSP*** ***160***
***8.2.6 Testes com Voluntários Utilizando Fuzzy Takagi-Sugeno*** ***161***
***8.2.7 Discussão do Resultado do Controlador Fuzzy (TS)*** ***162***
***8.2.8 Taxa de Decaimento + Restrição na Entrada*** ***162***
9 CONCLUSÃO 166
REFERÊNCIA 168
*ANEXOS* *178*
Anexo 1 TLCE (Termo de Consentimento Livre e Esclarecido) 178
Anexo 2 Avaliação Pessoal e Parâmetros Antropométricos 180
Anexo 3 Tabelas com as Etapas dos Protocolo 181

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Introdução geral

De acordo com o censo realizado pelo IBGE, em 1991, existiam no Brasil 457.162 deficientes físicos, entre hemiplégicos, paraplégicos e tetraplégicos. Destes, 201.592 eram paraplégicos. O Estado de São Paulo ocupava o primeiro lugar em número de casos, com 37.421 deficientes paraplégicos, em segundo lugar está Minas Gerais com 22.507 e, em seguida, o Rio de Janeiro com 16.690 casos.

Em 2000, o Brasil possuía, segundo o IBGE, 955.287 deficientes físicos, entre pacientes hemiplégicos, paraplégicos e tetraplégicos. O IBGE não distinguiu os hemiplégicos, dos paraplégicos e tetraplégicos.

No dia 16 de Novembro de 2011, o IBGE divulgou os primeiros resultados do Censo Demográfico de 2010 relativos a deficiência (DEFICIENTE FISICO, 2010) e (GLOBO_CENSO_IBGE, 2010). Novamente não distinguiu os hemiplégicos, paraplégicos e tetraplégicos e sim como “Deficiência Motora” totalizando 13.273.969 pessoas.

Nos Estados Unidos um número alarmante de 11 mil novos casos de lesões medulares é relatado a cada ano, dos quais 52% estão relacionados a paraplégicos (SCI-INFO, 2009). Na Europa e na América do Norte a prevalência de paralisia muscular foi estimada em 500-1000 pessoas por cem mil da população (RITTIPAD, et al. 2008).

Há 40 anos, a expectativa de vida de um paciente com lesão medular era de cinco anos. A maioria dos pacientes morria, neste período, devido a problemas nos rins. Atualmente a expectativa de vida deste paciente é próxima a de uma pessoa normal. Uma pessoa jovem (13 a 30 anos), que sofreu uma lesão na medula, possui atualmente uma expectativa de vida em torno de 50 anos (FARIA, 2006).

Cabe destacar que, após a lesão medular, os músculos atrofiam rapidamente, principalmente os músculos grandes da coxa. Uma das consequências da atrofia muscular é que as atividades do coração e do pulmão são reduzidas, fazendo com que as condições de saúde sejam deterioradas (FARIA, 2006).

Quando um indivíduo não exercita ou movimenta o membro acometido por uma lesão, isto pode agravar o quadro clínico, influenciando diretamente na qualidade de vida do mesmo, e consequentemente, de forma indireta na dos que convivem a sua volta.

A Estimulação Elétrica Neuromuscular Funcional (EENF) pode auxiliar o sistema circulatório, aumentando a circulação de sangue no membro paralisado, dentre outros benefícios (SCREMIN, et al. 1999), (CRAMERI, et al. 2002), (MAN, et al. 2003), (CRAMERI, et al. 2004).

A EENF, em combinação com sensores adequados e tecnologia de controle, pode ser explorada para produzir movimentos funcionais, como caminhar, podendo ajudar a restaurar algumas funções motoras (FACHGEBIET, 2009).

Por meio da EENF, alguns pacientes que perderam as funções motoras, mas que apresentam os nervos periféricos intactos têm chances de recuperar ou melhorar os movimentos perdidos (FARIA, 2006). Há vários casos de pacientes que recuperaram a sensibilidade e o movimento dos membros paralisados após sessões de estimulação neuromuscular.

No Canadá, um hemiplégico recuperou a sensibilidade e o movimento do membro direito após ser submetido, por longos períodos, a estímulos elétricos (MARTIN, 1999).

Nos Estados Unidos, um homem paralítico há 17 anos, depois de um tratamento fisioterápico de um ano, levantou da cadeira e deu vários passos pela sala (MARTIN, 1999).

Na Alemanha, alguns pacientes, após um tratamento fisioterápico, começaram a recuperar a capacidade de andar depois de meses de tratamento intensivo. Um destes, que era paraplégico, recuperou quase que totalmente os movimentos das pernas depois de um ano de tratamento, sendo capaz de caminhar com um andador e, com alguma ajuda, foi capaz até de subir degraus de uma escada (MARTIN, 1999).

No Brasil, Alberto Cliquet e sua equipe, conseguiram fazer com que um rapaz voltasse a caminhar apoiado num andador, após sessões de estimulação neuromuscular (MARTIN, 1999).

Cliquet também observou que alguns pacientes tratados com estimulação elétrica neuromuscular readquiriram movimento e sensibilidade nos membros afetados, mesmo que de forma parcial (SUGIMOTO, 2004).

Entretanto, os sistemas citados operavam em malha aberta.

Mesmo após várias pessoas terem voltado a andar, muitos estudos necessitam ser realizados, uma vez que ainda não há uma teoria sólida que explique os diversos casos estudados. A teoria biomecânica e a fundamentação matemática da teoria de controle são necessárias para explicar e conceituar mais adequadamente os fenômenos em questão.

A EENF aplicada em níveis adequados pode ser tão eficaz no fortalecimento muscular quanto uma contração muscular voluntária (LIEBER, et al. 1996).

Um grande desafio que se enfrenta quando se aplica EENF nos membros inferiores paralisados é evitar a hiperestimulação, ou seja, um excesso de eletroestimulação, e adiar a fadiga muscular, tanto quanto possível (MOHAMMED, et al. 2007).

Quando se trabalha em malha fechada, pode-se controlar de maneira mais eficiente a estimulação elétrica como, Crago, Peckham e Thrope (1980), propiciando um melhor controle dos movimentos e evitando uma fadiga mais rápida dos músculos envolvidos no processo.

Desde os anos 60, a EENF tem sido utilizada na ajuda ao restabelecimento de funções motoras em pacientes hemiplégicos e paraplégicos (GAINO, 2009). Pelo princípio de funcionamento e pelos resultados obtidos, a contração muscular produzida é diferente da contração gerada por um estímulo enviado pelo Sistema Nervoso Central (SNC), porem com resultados de movimento semelhantes. Sua aplicação em tratamentos fisioterápicos de pacientes paraplégicos em malha fechada teve eficácia comprovada em algumas situações (FERRARIN, et al. 2001).

No Brasil há grupos de pesquisa em controle, que na sua grande maioria trabalham com teoria e simulação, sendo pouco frequente a implementação em *hardware*, a partir dos modelos teóricos.

Há também grupos de instrumentação eletrônica que dão importantes contribuições para o desenvolvimento científico e tecnológico nacional, entretanto, há certa dificuldade na junção entre as áreas, relacionadas à interpretação das simulações de controle, visando transformá-las em códigos embarcados.

Neste projeto, procurou-se contribuir para aprimorar a junção entre as áreas mencionadas. São utilizadas ferramentas de controle e instrumentação para gerar estímulos elétricos na reabilitação de paraplégicos com controladores em malha fechada.

Alguns projetos e simulações de controle não-linear, para controlar o movimento da perna de um paraplégico, utilizando modelos *Fuzzy* Takagi-Sugeno (TS), foram realizados Teixeira, et al*.* (2006) e Gaino (2009).

O controle em malha fechada requer técnicas de controle eficientes, pois a fisiologia humana e os modelos musculares são muito complexos Hill (1938) e Huxley (1957).

Estudos de modelos matemáticos e projetos com controle clássico digital foram utilizados com Wilhere (1985), Crago, et al*.* (1985) e Chizeck (1988).

Abbas et al*.* (1995) e Chang, et al*.* (1997) obtiveram bons resultados utilizando redes neurais, pois sendo o músculo muito complexo, os parâmetros do controle devem ser variáveis. Au (2008), Saleh, et al*.* (2008) e Ferrarin, et al. (2001), utilizaram Lógica *Fuzzy*; Chang, et al*.* (1998) e Riener, et al*.* (1998) utilizaram *Fuzzy* Mandani em pacientes paraplégicos.

Um grande obstáculo para se implementar em *hardware* os modelos da teoria de controle, é a necessidade e dificuldade de se trabalhar com diversas plataformas e tecnologias, e também a pequena experiência com este tipo de trabalho devido haver poucos grupos com pesquisas nesta linha.

Neste projeto implementou-se um sistema eletrônico para gerar e avaliar movimentos de pacientes paraplégicos. Foi desenvolvido um sistema composto por um eletroestimulador com 8 canais, software e por sensores que monitoram a posição, a velocidade e a aceleração angular da perna de voluntários. Desta forma, pode-se gerar um controle em malha fechada.

Alguns trabalhos com simulação integrando microcontroladores no controle em malha fechada da posição da perna de pacientes paraplégicos, como Gaino, et al. (2008) e Sanches, et al. (2010), foram realizados pelo grupo de pesquisa “Instrumentação Eletrônica e Sensores”, composto por alunos de graduação, alunos de pós-graduação e professores, do Departamento de Engenharia Elétrica e Departamento de Matemática, da UNESP, Campus de Ilha Solteira e Departamento de Engenharia Elétrica da UEL.

Um controlador *Fuzzy* Takagi-Sugeno (TS), (TANIGUCHI, et al. 2001) foi projetado objetivando variar o ângulo da articulação do joelho de um paciente paraplégico mediante estimulação elétrica no músculo quadríceps (TEIXEIRA, et.al. 2006) e (GAINO, 2009). Foi considerado o modelo matemático proposto por (FERRARIN; PEDOTTI, 2000). Este modelo relaciona a largura de pulso de eletroestimulação com o torque gerado na articulação do joelho.

A ideia básica destes modelos consiste na descrição aproximada de um sistema não-linear como a combinação de determinado número de modelos lineares locais invariantes no tempo, como Taniguchi, et al. (2001) e Tanaka *et al.* (1998), que descrevem aproximadamente o comportamento deste sistema (TEIXEIRA; ZAK, 1999) em diferentes pontos do seu espaço de estados.

Desta forma, pode-se interpretar a técnica tradicional de linearização, em apenas um ponto de operação, como um caso particular dos modelos *Fuzzy* Takagi-Sugeno (TS), consistindo apenas de um modelo local. Esta classe de modelos de projeto possibilita a definição do número dos modelos locais e dos pontos ou regiões nas quais estes modelos serão definidos.

O modelo global do sistema é obtido por meio da combinação *Fuzzy* destes modelos lineares locais. A ideia é que para cada modelo linear local seja considerado um controle de realimentação linear. O regulador global resultante, que é não-linear em geral, é uma combinação *Fuzzy* de cada regulador linear individual.

O resultado do projeto do controlador e observador é fornecer o valor da largura de pulso para o neuroestimulador. Alguns trabalhos foram publicados com Gaino, et al. (2008), Gaino, et al. (2009) e Covacic, et al. (2010).

Após diversas etapas de trabalho, foi possível implementar um sistema de controle em malha fechada utilizando controle PID e também *Fuzzy* Takagi-Sugeno utilizando o programa LabVIEW juntamente com um DSP.

No Brasil ainda há poucos pesquisadores e centros que trabalham na área de Engenharia de Reabilitação, fazendo com que apenas um reduzidíssimo número de pacientes possa ser beneficiado.

Com este projeto visa-se inovar em um nicho pouco explorado e aprofundado no Brasil uma vez que não foram encontrados, nas bases procuradas, informações de grupos brasileiros trabalhando com paraplégicos e EENF em malha fechada.

## 1.2 Objetivos

O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um sistema de estimulação neuromuscular funcional computadorizado, com controle em fechada, para geração e avaliação de movimentos em pessoas hígidas e paraplégicas.

## 1.3 Estado da Arte

Conforme Kozan (2012), controlar movimentos de membros paralisados de pessoas por meio de FES é um problema particularmente complexo. As dificuldades surgem a partir da planta ser não-linear, altamente variante no tempo e ser um sistema instável. O projeto de estratégias de controle pode se beneficiar muito de um modelo base aproximado. Em princípio, quanto melhor o modelo muscular tanto melhor o controle (FERRARIN, et al. 2001).

Segundo Hill (1938) e Huxley (1957), o controle em malha fechada requer técnicas de controle eficientes, pois a fisiologia humana e os modelos musculares são muito complexos. Estudos de modelos matemáticos e projetos com controle clássico digital foram utilizados por Wilhere, Crago e Chizek (1985).

Muitos pesquisadores investiram tempo e energia em prol da reabilitação de pacientes por meio do uso de estimulação elétrica neuromuscular em malha

fechada, como Gaino (2006) e Prado (2009), que trabalharam com simulações de controladores PID em malha fechada.

A seguir serão citados alguns trabalhos. As pesquisas foram realizadas nas bases de dados do IEEE Explore, Scopus, Web Science, Google e Google Acadêmico.

Chizeck, et al. (1983) projetaram um controlador digital do tipo um polo e um zero utilizando modulação por largura de pulso e o método *rootlocus*. O controlador foi aplicado em músculos de gato. Os primeiros resultados mostraram que o controlador se comportou de forma satisfatória e robusta, possuindo baixa sensibilidade a erros de modelagem do músculo.

Wilhere, et al. (1985) projetaram um controlador digital utilizando o método de síntese de *Truxal*, em que se objetiva a compensação da parte dinâmica da planta. O controlador implementado foi testado também em músculos de gatos e avaliado quanto à estabilidade em malha fechada, linearidade e resposta à entrada degrau. Os resultados mostraram que o sistema é estável em malha fechada para várias entradas diferentes. No entanto, o resultado esperado para a entrada degrau foi diferente do obtido devido aos erros na compensação da parte dinâmica da planta por parte do controlador.

Lan, et al. (1988) apresentaram um controlador digital para atuar em estimulação elétrica neuromuscular funcional utilizando modulação por largura de pulso (PW - *Pulse Width*) e modulação do período de estimulação (SP - *Stimulus Period*) simultaneamente. Este controlador PW+SP utiliza uma lei de controle baseada no controlador PI (Proporcional e Integral). Este sistema foi testado em músculos de gatos e apresentou melhor desempenho do que um controlador PI somente com modulação por largura de pulso.

Veltink, et al. (1992) fizeram uma comparação entre o sistema em malha aberta com um controlador e um sistema em malha fechada com um controlador PID. O estímulo era monofásico, período de estímulo de 100ms, duração dos pulsos de 50 a 200μs e a amplitude dos pulsos entre 300 a 400μA. Os experimentos foram feitos com sete gatos sedados, sendo os três primeiros utilizados para identificação e os outros quatro para avaliação. Segundo os autores, não houve diferenças

significativas nos desempenhos dos controladores. Em trabalho anterior, Crago (1980) havia utilizado o músculo soleus de um gato, com a justificativa de que ele tem propriedades mecânicas e metabólicas aproximadamente constantes, similares aos músculos estimulados em pacientes humanos. Além disso, este músculo tem alta resistência a fadiga, o que facilitou a realização dos experimentos.

Abbas, et al. (1995) e Chang et al. (1997), obtiveram bons resultados utilizando redes neurais, pois sendo o músculo muito complexo, os parâmetros do controle devem ser variáveis.

Ferrarin, et al. (2001) utilizaram Lógica *Fuzzy*; Chang, et al. (1997) e Riener (1998) utilizaram *Fuzzy* Mandani em pacientes paraplégicos.

Ferrarin, et al. (1996) projetaram um controlador PID do tipo mestre-escravo para controlar a posição angular da perna de pacientes. A escolha dos parâmetros do controlador foi realizada utilizando-se o método de *Ziegler e Nichols*. Os resultados mostraram que para movimentos lentos o controlador PID teve bom desempenho, podendo-se aplicá-lo para auxiliar um paciente paraplégico a se levantar. Neste caso, a posição angular do joelho foi controlada tendo como referência o ângulo formado por outro goniômetro preso ao cotovelo.

Lin, et al. (1997) utilizaram o DSP da *Texas Instruments*, TMS320C31, para gerar o sinal do FES (*Functional Electrical Stimulation*), para processar a realimentação e operar o controlador. Entretanto, o trabalho não menciona qual o controlador usado, mas expõe que a realimentação é feita por meio de sinais de Eletromiografia (EMG). Não foram realizados testes com pacientes.

Abbas, et al. (1997) implementaram um controlador por meio de Rede Neural Artificial (RNA) utilizando um algoritmo *Feedforward* Adaptativo. Os testes foram realizados em dois paraplégicos com um par de eletrodos intramuscular por perna. No total, foram realizados vinte e quatro experimentos, sendo dois sujeitos, dois músculos por sujeito, três dias diferentes de experimento e dois experimentos por músculo por dia. A perna do voluntário era fixada a uma posição de vinte graus e quando estimulado, um extensômetro mensurava o torque, que servia de realimentação para o sistema de controle, que controlava a planta modificando a largura do pulso de estímulo enquanto a amplitude era fixada em 20mA. Segundo os

autores, o erro foi pequeno e o sistema de controle foi eficiente pois fez adaptações levando em consideração alterações da planta, como o caso de fadiga. Entretanto, a forma de onda utilizada foi uma senoidal retificada e não a quadrada bifásica, como é a de costume.

Chen, et al. (1997), utilizaram um controlador *Fuzzy* para controlar os movimentos dos membros inferiores para gerar movimento cíclico em pedais de bicicleta. O movimento era gerado estimulando sequencialmente os conjuntos musculares corretos e quando os músculos não eram estimulados, eram deixados conduzir pela energia potencial. As formas de onda, com amplitude variável, foram monofásicas de 20Hz e largura de pulso de 300μs.

Chang, et al. (1997) compararam um controlador *feedforward*, um controlador PID e a combinação de ambos. O controlador foi implementado com uma RNA *Feedforward* com multicamadas, treinada com sinais obtidos de experimentos usando uma sequência randômica inicializada pelo método *Nguyen-Widrow*, filtradas por um Filtro Passa Baixas (FPB). A parte experimental do estudo foi com um paciente paraplégico em um aparato experimental no qual um ângulo configurado é monitorado durante os testes de estimulação do quadríceps. Os resultados mostraram que o controlador Neuro-PID demonstrou um desempenho um pouco melhor do que o controle por RNA sozinho e um desempenho significantemente superior ao controlador PID.

Ibrahim, Tokhil e Gharoonil (2001) fizeram um estudo com intuito de criar um controle do ciclo a ciclo da excursão de um movimento induzido por FES. Nesta abordagem apenas o músculo quadríceps é estimulado por PWM. Este comportamento dependente do tempo e é compensado com a utilização de um controlador *Fuzzy* que calcula a quantidade de estimulação da extensão do joelho, com base no ângulo de flexão obtido no ciclo anterior. A capacidade de controle *Fuzzy*, na geração automática da duração de trens de impulso de estimulação, é avaliada em simulações de computador usando um modelo musculoesquelético.

Chang, et al. (2002) utilizaram um DSP TMS320C32 para gerar a forma de onda da FES (Eletroestimulação Funcional). A forma de onda gerada foi bifásica assimétrica e desequilibrada. Não houve testes com pacientes e não foi implementado nenhum sistema de controle.

Chiou, et al. (2002) utilizaram um DSP da *Texas Instruments*, TMS320C31, para gerar a forma de onda do FES a partir da função PWM do DSP. As configurações da forma de onda foram inseridas por meio do teclado, e podiam ser visualizadas em um display LCD, entretanto não fez nenhum tipo de realimentação, ou controle, nem mesmo testes com pacientes ou validação.

Chen (2003) desenvolveu uma rede neural e um sistema de controle com realimentação *Fuzzy* de FES utilizado para ajustar a corrente elétrica de estimulação ideal para controlar o movimento da articulação do tornozelo. O método proposto melhora ainda mais o problema de queda do pé existente em pacientes com hemiplegia.

Jezernik, el al. (2004) projetaram um controlador com a técnica denominada de modos deslizantes, aplicada a sistemas não-lineares. Esta técnica assegura erro nulo e estabilidade a todos os estados do sistema e robustez a distúrbios. O controlador foi testado em pacientes e demonstrou robustez, estabilidade e bom desempenho.

Teixeira, et al. (2006) projetou um controlador *Fuzzy* Takagi-Sugeno (TS), a partir da técnica apresentada por Taniguchi et al. (2001), visando variar o ângulo da articulação do joelho de um paciente paraplégico mediante estimulação elétrica no músculo do quadríceps.

Gaino (2009) projetou e realizou simulações do controle não-linear da posição da perna de um paraplégico, com eletroestimulação, utilizando modelos *Fuzzy* Takagi-Sugeno (TS). Nessa pesquisa, foi adotado um modelo matemático que utiliza uma relação empírica do torque do músculo com a largura de pulso, representada por uma função de transferência de primeira ordem. A modelagem da dinâmica do modelo do paciente paraplégico foi realizada com variáveis de estado. Projetou-se um regulador *Fuzzy* (TS), inicialmente no ponto de operação com a posição da perna em $30^{o}$, utilizando-se a teoria de Lyapunov para o estudo da estabilidade de sistemas dinâmicos e o projeto do controlador baseado em desigualdades matriciais lineares (Linear Matrix Inequalities - LMI).

Jailani, Tokhil e Gharoonil (2010) apresentaram uma simulação da locomoção bípede para controlar os pulsos da estimulação elétrica funcional para

ativar os músculos no andar paraplégico com uma órtese híbrida, *spring brake orthosis* (SBO). O trabalho é um primeiro esforço no sentido de restauração natural, como a fase de balanço da marcha de um paraplégico por meio de uma nova órtese híbrida.

Hussain, et al. (2011) descreveu o desenvolvimento de um mecanismo de controle *Fuzzy*-neural auto-ajustável para FES, auxiliando em exercício de remo *"indoor"* (FES-remo). A FES-remo é apresentada como um exercício completo para a reabilitação da função da parte inferior do corpo por meio da aplicação de estimulação.

Gaino (2011) propôs um sistema de controle em malha fechada, fornecendo uma nova alternativa para o controle do ângulo da articulação do joelho, utilizando sensores mais leves e confortáveis para os pacientes.

Nekoukar e Erfanian (2012) apresentaram um sistema de controle descentralizado modular para o controle robusto de caminhada auxiliada por andador com FES ativa. Para cada dinâmica músculo-articular, um módulo de controle independente foi projetado, e a dinâmica da planta foram identificadas em tempo real (*on line*). Este processo não requer nenhum conhecimento prévio sobre a dinâmica da planta para ser controlada e sem fase de aprendizagem *offline.* O módulo é baseado em controle *Fuzzy* adaptativo com modo terminal *lead* e lógica *Fuzzy*. O módulo de controle ajusta a amplitude e largura do pulso do sinal de estimulação de tal modo que o esforço da parte superior do corpo é minimizado e os membros inferiores se locomovem dentro de um limite definido da trajetória de referência.

Kozan (2012) utilizando DSP e LabVIEW implementou um sistema em malha fechada, com controlador PID, para controlar o movimento da posição da perna de uma pessoa hígida.

Muitos dos experimentos citados são com simulações ou testados em animais. Com o advento de novas tecnologias, é possível implementar sistemas seguros e robustos, possibilitando o avanço em experimentos com seres humanos.

No Brasil, poucos trabalhos abordando sistemas de eletroestimulação em malha fechada, visando geração de movimento e auxílio na reabilitação de pacientes paraplégicos, têm sido publicados em periódicos e anais de congressos.

# 2 FISIOLOGIA DO SISTEMA MÚSCULO-ESQUELÉTICO

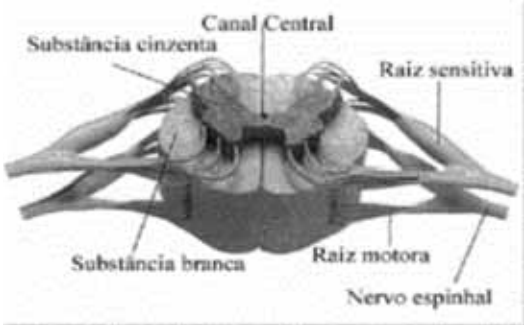
## 2.1 Sistema Nervoso

O Sistema Nervoso tem a capacidade de receber, transmitir, elaborar e armazenar informações. Recebe informações sobre alterações no meio externo, relacionando o indivíduo com o ambiente, e no meio interno. Define-se sistema nervoso como o conjunto de órgãos que transmitem a todo o organismo os impulsos necessários aos movimentos e às diversas funções, e recebem do próprio organismo e do mundo externo as sensações (FARIA, 2006).

O sistema nervoso pode ser divido em duas partes: o sistema nervoso central e o periférico. O sistema nervoso central (SNC) é o que está alojado na cavidade craniana (encéfalo) e no canal vertebral (medula espinhal). O encéfalo pode ser divido em cérebro, diencéfalo, cerebelo e tronco cerebral.

A medula espinhal é composta por tratos de fibras nervosas que permitem a condução bidirecional dos impulsos nervosos e funciona como centro nervoso de atos involuntários. Na figura 1 há a ilustração de um corte transversal da medula espinhal apresentando sua parte interna.

Figura 1 – Corte transversal da coluna vertebral.




Fonte: Faria (2006)

O sistema nervoso periférico inclui 12 pares de nervos cranianos com seus ramos, e também 31 pares de nervos espinhais com seus ramos. O sistema periférico possui duas divisões principais: a divisão sensorial e a divisão motora.

A divisão sensorial transmite informações ao SNC, informando-o o que está ocorrendo em todas as partes do corpo e do ambiente circunvizinho.

A divisão motora recebe informações do SNC e executa uma ação.

O sistema nervoso é formado por células nervosas, os neurônios. Estes são células especializadas cujas propriedades de excitabilidade e condução são as bases das funções do sistema nervoso. Um neurônio é composto por três regiões: o corpo celular ou soma, os dendritos e o axônio.

O corpo celular, ou soma, contém um único núcleo, e ramificações que conduzem impulsos para o corpo celular e dele recebendo.

Os dendritos têm função de conduzir impulsos até o corpo celular (aferentes). São numerosos, curtos e ramificados. À medida que se ramificam vão diminuindo seu calibre.

Já o axônio tem a função de conduzir impulsos do corpo celular (eferentes), é apenas uma prolongação comprida de calibre uniforme em todo o seu comprimento e se ramifica apenas na proximidade de sua terminação. Na ponta destes terminais estão os botões sinápticos, que alojam numerosas vesículas repletas de substâncias químicas, denominadas de neurotransmissores, que são utilizadas na comunicação entre um neurônio e uma célula.

Pode ser observada na figura 2 a representação de um neurônio motor. No detalhe está representado um botão sináptico.

Figura 2 – Representação do neurônio motor e de um botão sináptico.

Fonte: Faria (2006)

Os neurônios podem ser classificados em três tipos básicos: sensoriais, motores e de associação.

O neurônio sensorial capta informações dos órgãos sensoriais para o sistema nervoso central. O neurônio motor traz do sistema nervoso central “ordens”

aos músculos ou glândulas para serem executadas. Já o neurônio de associação, presente na medula espinhal, faz a conexão entre o neurônio motor e o sensorial.

Como são muitos os neurônios que participam desse sistema de circulação de impulsos, formam-se "feixes" de axônios, que constituem o que se denomina de nervo. Os nervos conduzem impulsos de ou para o SNC. Dependendo do sentido de condução podem ser divididos em:

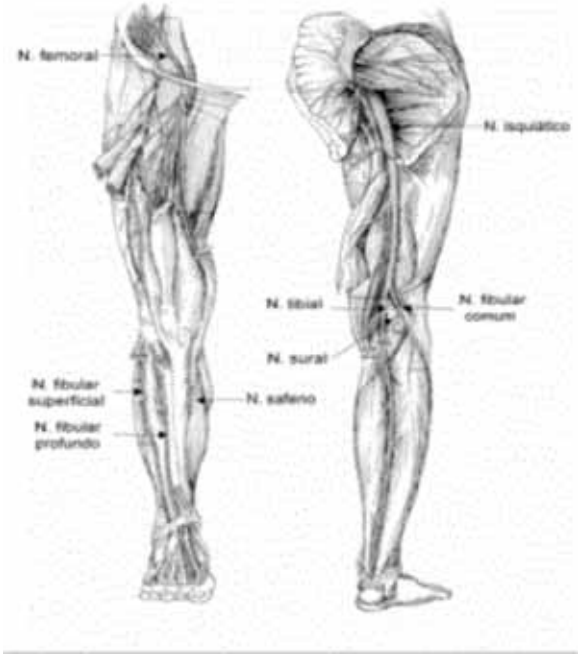
- Nervos sensitivos: transmitem os estímulos da periferia até o sistema nervoso central.

- Nervos motores: conduzem os estímulos do sistema nervoso central à periferia onde alcançam os músculos.

- Nervos mistos: têm um componente motor e outro sensitivo.

Na figura 3 estão ilustrados os principais nervos dos membros inferiores.

Figura 3 – Principais nervos dos membros inferiores.




Fonte: Faria (2006)

## 2.2 O Impulso Nervoso

Um impulso nervoso é o sinal que é transmitido do SNC para um órgão ou deste para o SNC. O impulso nervoso leva informações de uma parte do corpo para outra. Um impulso pode ser considerado como sendo um distúrbio elétrico no ponto de estimulação local onde é aplicado um estímulo que se propaga ao longo de toda extensão de um axônio.

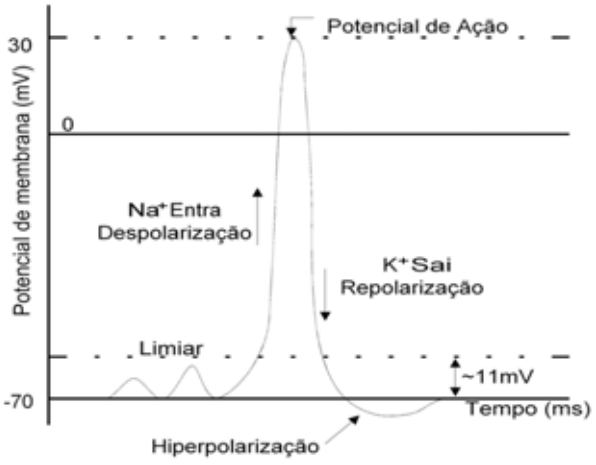
O neurônio possui uma alta concentração de íons de potássio (K+) no seu interior e uma alta concentração de íons sódio (Na+) no seu exterior. O desequilíbrio na quantidade de íons faz com que existam mais íons carregados positivamente no exterior da célula do que no seu interior, produzindo assim, o potencial de repouso da membrana, que é de -70mV.

Se o interior da célula se tornar menos negativo em relação ao exterior, em função do influxo de Na+, é dito que a membrana está despolarizada. A repolarização ocorre quando K+ é bombeado para fora da membrana fazendo com a que membrana retorne ao potencial de repouso.

Quando a diferença de carga entre o interior e o exterior da membrana tornar-se mais negativa, passando do ponto de repouso, é dito que a membrana está hiperpolarizada.

Pode ser observado na figura 4 um potencial de ação de uma célula nervosa, e suas respectivas fases: despolarização, repolarização e hiperpolarização.

Figura 4 – Tensão na membrana celular nervosa durante o Potencial de Ação.




Fonte: Kovaks (1997)

Quando um neurônio recebe um estímulo, ocorre uma alteração na conformação das proteínas da membrana, que funcionam como canais de sódio e de potássio, que estão fechados na fase de repouso.

Inicialmente, ocorre a abertura dos canais de sódio, resultando em uma rápida entrada de sódio, o qual muda localmente o potencial da membrana de negativo para positivo. Em seguida, há um fechamento dos canais de sódio e abertura dos canais de potássio. Uma rápida saída de potássio da membrana deixa o potencial negativo. Este movimento de íons na membrana é chamado de potencial de ação (vide Figura 4).

O distúrbio local estimula as regiões adjacentes da fibra nervosa, e o potencial de ação se propaga ao longo da fibra. Se houver um aumento no potencial da membrana que ultrapasse um limiar de aproximadamente 11mV (Figura 4), em relação ao potencial de repouso, ocorrerá a produção de um potencial de ação. Este fenômeno é conhecido como o princípio do tudo ou nada, pois não tem um meio termo, se não atingir o limiar não ocorre o potencial, mas se atingir ocorre.

Durante a geração de um potencial de ação, uma célula nervosa é incapaz de responder a outro estímulo. O período de ausência de resposta a um estímulo é chamado de período refratário absoluto.

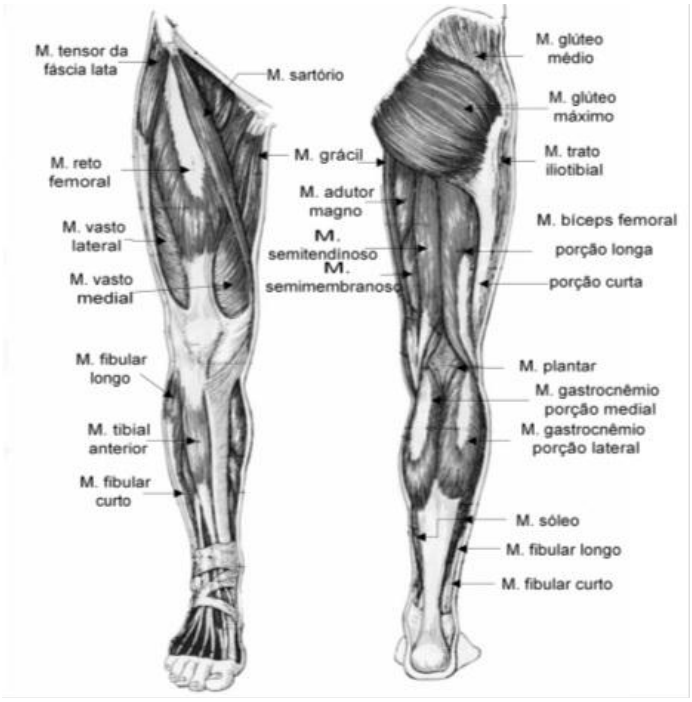
Este é seguido por um período, o refratário relativo, no qual a célula nervosa responde a um novo estímulo, que deve ter intensidade maior do que aquele necessário para gerar um potencial de ação no estado de repouso da membrana. Para uma fibra nervosa de um mamífero, o período refratário varia de 0,4 a 1 ms.

## 2.3 Músculo Esquelético dos Membros Inferiores

Os músculos esqueléticos, também chamados de estriados, são os órgãos ativos do movimento. São eles dotados da capacidade de contrair-se e de relaxar-se. Em consequência, transmitem seus movimentos aos ossos.

Os principais músculos dos membros inferiores são mostrados na figura 5.

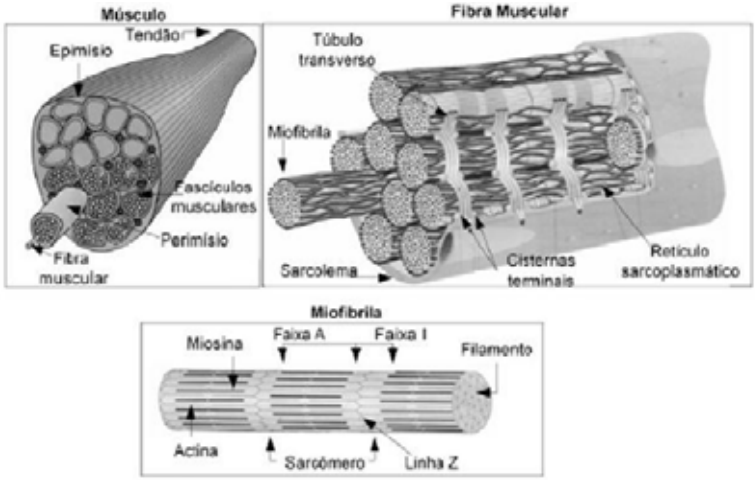
Figura 5 – Principais músculos dos membros inferiores.




Fonte: Faria (2006)

O músculo consiste em uma série de feixes de fibras musculares denominados de fascículos. O tecido que envolve e preenche o espaço entre as fibras é chamado de endomísio. As fibras musculares são compostas pelas unidades funcionais do músculo, as miofibrilas. A estrutura básica de um músculo pode ser observada na figura 6.

Figura 6 – Estrutura básica de um músculo.




Fonte: Beltramini (1997)

Os feixes de fibras musculares são mantidos juntos por um tecido conjuntivo que recebe o nome de perimísio.

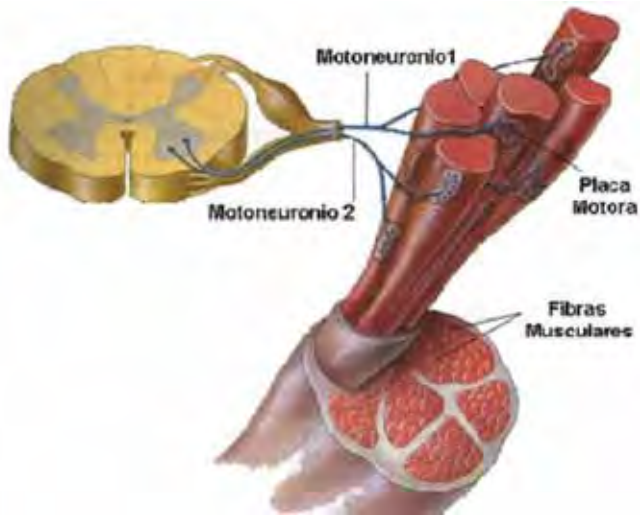
Todo o músculo é envolvido por um tecido conjuntivo chamado epimísio.

## 2.4 Contração Muscular

Cada fibra muscular é inervada por um nervo motor (motoneurônio) simples, que termina próximo do meio da fibra muscular. Um motoneurônio pode inervar muitas fibras musculares enquanto que cada fibra só é inervada por apenas um motoneurônio.

A estrutura motoneurônio mais fibras musculares constituem a unidade motora conforme está ilustrado na figura 7. A sinapse (fenda sináptica) entre um nervo motor e uma fibra muscular é denominada de junção neuromuscular (vide Figura 2).

Figura 7 – Diagrama da unidade motora.




Fonte: Pansani (2012)

A ação de uma fibra muscular pode ser entendida da seguinte forma: O cérebro ou a medula envia um impulso nervoso, o qual chega aos terminais axônicos que estão próximos do sarcolema. Com a chegada do impulso, os terminais do nervo liberam a acetilcolina, que se liga aos receptores localizados sobre a

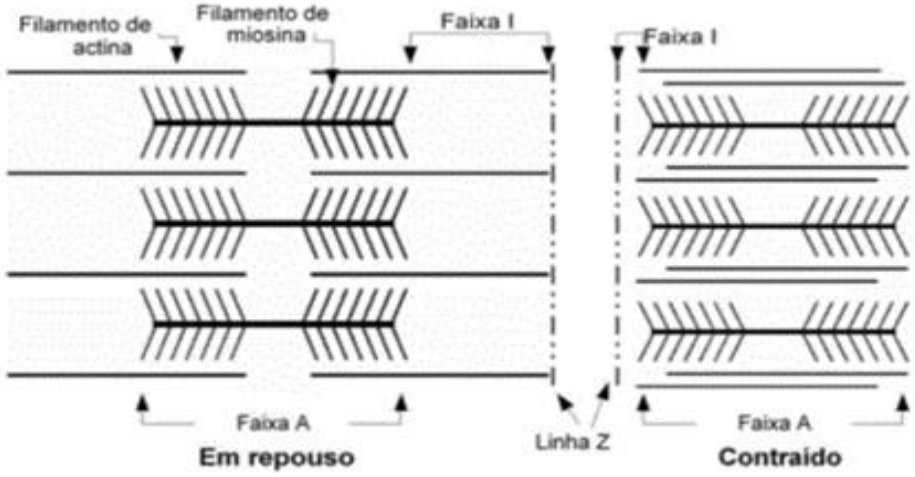
sarcolema, tornando a membrana celular muscular mais permeável aos íons de sódio, dando início à despolarização da membrana, resultando no disparo ou geração de um potencial de ação muscular.

Quando o potencial de ação muscular passa sobre a membrana celular muscular encontrando-se com os túbulos T, desencadeia-se a abertura dos canais de cálcio, liberando grandes quantidades de Ca++ (íons de cálcio) armazenados no sarcoplasma. Uma vez liberado, o cálcio difunde-se para longe do retículo sarcoplasmático na região dos filamentos de miosina e actina.

Na ausência de Ca++, a troponina e tropomiosina do filamento de actina inibem a ligação entre a ponte cruzada de miosina e actina. Com a liberação de Ca++, este é captado pelas moléculas de troponina, resultando na ativação dos sítios ativos sobre o filamento de actina, possibilitando a fixação das cabeças de miosina.

Quando as pontes cruzadas se ligam fortemente à actina, ocorre uma alteração da conformação da ponte cruzada, fazendo com que a cabeça de miosina se incline tracionando os filamentos de actina e miosina em direções opostas, levando a linha Z rumo ao centro do sarcômero, conforme mostrado na figura 8.

Figura 8 – Sarcômero em repouso e na fase de contração.




Fonte: Faria (2006)

Após ocorrer a inclinação da cabeça da miosina, ela se separa do sítio ativo, gira de volta à sua posição original e se fixa a um novo sítio ativo mais distante ao longo do filamento de actina. Ciclos de fixações repetidas e ligações fortes fazem

com que os filamentos deslizem entre si levando à contração muscular. A contração só termina quando o cálcio volta ao retículo sarcoplasmático.

Na cabeça da miosina há uma enzima (ATPase) que quebra a ATP (adenosina trifosfato) produzindo ADP (adenosina disfosfato), Pi (fosfato inorgânico) e liberando grandes quantidades de energia. Esta energia é utilizada para desligar a cabeça da miosina ao filamento de actina.

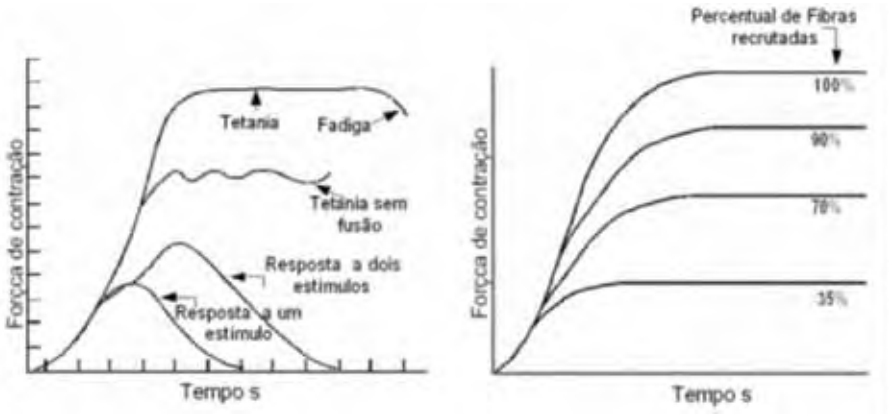
A força muscular depende da soma dos abalos sucessivos e do número de unidades motoras recrutadas. A soma dos abalos individuais ocorre quando um segundo estímulo segue o primeiro, antes que todo cálcio retorne para o retículo.

Se os estímulos forem repetidos com uma frequência suficientemente alta, a soma continua até ocorrer fusão completa dos movimentos individuais. Desta forma a unidade motora se encontra em tetania, mantendo-se a tensão enquanto os estímulos durarem, ou até surgir a fadiga.

Quanto maior for o número de fibras musculares ativadas em uma contração, maior será a força muscular produzida pelo músculo.

Está ilustrada na figura 9 uma representação da força de contração em função da quantidade de estímulos aplicados e da quantidade de fibras musculares recrutadas durante uma contração.

Figura 9 – Força de contração muscular em função do número de estímulos aplicados e número de fibras recrutadas.




Fonte: Faria (2006)

O perfil da força de saída que aparece como oscilações é chamado de tetania sem fusão.

# 3 ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR

## 3.1 Histórico da Eletroestimulação

Baseando-se em Faria (2006), será abordada um pouco da história da eletroestimulação.

Os povos da Antiguidade já sabiam que determinados tipos de peixes produziam descargas elétricas em seres humanos. Esses peixes eram usados para o tratamento de algumas doenças (FARIA, 2006).

Os romanos empregavam as descargas elétricas do peixe torpedo para tratamento da gota e alívio de dores de cabeça (LIANZA, 1993).

Com os avanços dos estudos da eletricidade, foi possível desenvolver instrumentos que contribuíram significativamente para as pesquisas de aplicação de corrente elétrica em seres humanos (FARIA, 2006).

Em meados de 1786, o fisiologista italiano Luigi Galvani iniciou uma série de experimentos, que consistiam na aplicação de cargas elétricas em nervos e músculos de rãs e sapos, visando provocar contrações musculares (FARIA, 2006). O fisiologista foi um dos precursores no estudo da estimulação elétrica, tanto que um dos tipos muito utilizados na eletroestimulação é chamada de “Corrente Galvânica”. Estes estudos contribuíram para a descoberta das leis da estimulação neuromuscular.

Após a descoberta de Reymond, em 1843, de que era necessário um trem de pulsos para gerar uma contração tetânica em músculos esqueléticos, muitos instrumentos surgiram para tal finalidade.

Helmholtz (1850) criou um instrumento, denominado *Inductorium*, que gerava trens de pulsos com amplitude da tensão e frequência dos pulsos ajustadas (GEDDES, 1994).

Um dos mais importantes estimuladores de corrente para os fisiologistas foi o desenvolvido por Bernad, em 1858, denominado estimulador pinça, devido ao seu

formato. Ele consistia de pilhas voltaicas, de zinco e cobre, adaptadas em braços de madeira e fixadas em uma mola de metal (GEDDES, 1994).

Em 1881, d'Arsonval propôs o uso de capacitores para realizar estudos quantitativos de estimulação. Após esta proposta, Hooweg (1892) conduziu o primeiro estudo quantitativo de estimulação elétrica usando capacitores, o que o levou obtenção da primeira curva força-duração. Em 1901, George Weiss anuncia sua lei de estimulação, após estudar a utilização de capacitores para estimular músculos de sapos. Em seu estudo Geddes (1994) afirma que a carga necessária para a estimulação aumenta linearmente com a duração do pulso elétrico.

Lapicque (1909) desenvolveu um estimulador capacitivo, no qual o capacitor era carregado de tal forma que a tensão entre suas placas era apenas uma fração da tensão de uma bateria. O valor da tensão, após a carga do capacitor, dependia da posição do cursor de um potenciômetro (GEDDES, 1994). Com seu estimulador, Lapicque anuncia a lei fundamental da excitabilidade dos músculos, introduzindo os termos reobase e cronaxia. (vide figura 11)

Reobase é a intensidade de corrente mínima necessária, em um determinado tempo, para a excitação de uma fibra muscular (NEMESYS, 2004). Cronaxia é o tempo de duração relacionada à intensidade de corrente igual ao dobro da reobase (NEMESYS, 2004).

Os modernos estimuladores surgiram somente após a segunda guerra mundial, e trouxeram grandes contribuições para os estudos da estimulação neuromuscular (FARIA, 2006).

Em 1960, Kantrowitz implantou eletrodos em um paciente paraplégico e conseguiu condições de ortostatismo (LIANZA, 1993). Inúmeras outras tentativas em síndromes paralíticas foram descritas, em especial no controle de disfunção do pé em hemiplégicos por acidente vascular cerebral (FARIA, 2006).

Libersom idealizou um gerador de pulsos elétricos cujos eletrodos estimulavam o nervo peroneiro, ao nível da fossa poplítea, promovendo a dorsiflexão do pé durante a fase de balanço e produzindo uma marcha mais eficiente (LIANZA, 1993).

Em 1970, no Hospital Rancho Los Amigos, Los Angeles, Wilemon relatou o resultado do implante de eletrodos no nervo femoral de um paciente e obteve sucesso, atingindo o ortostatismo (LIANZA, 1993).

Na Universidade da Virginia, em 1976, Cooper implantou eletrodos nos nervos femoral e ciático de um paciente paraplégico, nível T11 - T12, conseguindo a marcha deste paciente (LIANZA, 1993).

Em Cleveland (1987), Marsolais com eletrodos intramusculares promoveu ortostatismo e marcha em paraplégicos (LIANZA, 1993).

Na Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade de Edvard Kardelj e no Instituto de Reabilitação de Liubiana, na Eslovênia (1974-1990) os pesquisadores, Franjo Gracanin e Tadej Bajd, obtiveram bons resultados da aplicação de estímulos elétricos, em todas as formas de paralisia e há um caso de recuperação da marcha em um lesionado medular (LIANZA, 1993).

No Brasil, os trabalhos com estimulação elétrica foram iniciados em 1986, no Centro de Reabilitação da Santa Casa de São Paulo (LIANZA, 1993). Na década de 90, o pesquisador Alberto Cliquet Jr. e sua equipe, por meio de estimulação elétrica, fizeram com que um paraplégico voltasse a andar pequenas distâncias (FARIA, 2006).

## 3.2 Estimulação Elétrica Neuromuscular

A Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) consiste na aplicação de pulsos elétricos nos nervos e/ou músculos com o objetivo de se obter contração muscular (FARIA, 2006).

Para ocorrer a contração, o estímulo deve ter características próximas aos níveis fisiológicos do tecido a ser estimulado. A intensidade de corrente aplicada necessita ser suficiente para disparar um potencial de ação e a duração do pulso não pode ser inferior à duração do pulso produzido pelos mecanismos fisiológicos (FARIA, 2006).

A EENM pode ser aplicada por meio de eletrodos superficiais ou implantáveis (POPOVIC, 2001). O uso de eletrodos implantados possibilita uma

seletividade maior, além de requerer menos energia do sistema de estimulação (FARIA, 2006).

A grande desvantagem é a dificuldade de implantação dos eletrodos, pois eles são invasivos, e muitas vezes podem apresentar reação de corpo estranho, ou quebrar com o uso constante. Por estes motivos os eletrodos de superfície são os mais empregados (FARIA, 2006).

Quando a EENM é feita por meio de eletrodos superficiais, podem estar sendo estimuladas, simultaneamente, as estruturas nervosas e musculares. Porém, as células nervosas despolarizam a partir de uma menor intensidade de corrente e, por este motivo, os eletrodos de superfície ativam as células nervosas, sendo estas que produzem a ação muscular (LIANZA, 1993).

Na interface eletrodo-pele ocorre conversão de uma corrente de elétrons para uma corrente de íons, que se move dentro do tecido.

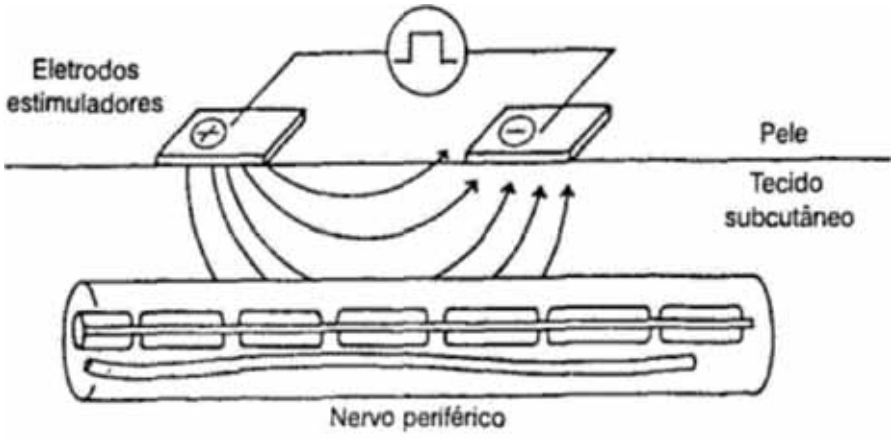
Quando EENM é aplicada por meio de eletrodos de superfície, a impedância da pele, a impedância da interface eletrodo-pele, o posicionamento dos eletrodos e os parâmetros da forma de onda do sinal empregado na estimulação, devem ser considerados, por influenciarem diretamente na resposta muscular desejada (ROBINSON, 2001).

A impedância da interface eletrodo-pele fica em torno de 1kΩ (POPOVIC; KELLER; PAPPAS, 2001). A impedância da interface pode ser minimizada com a aplicação de gel condutor entre a pele e o eletrodo (NEMESYS, 2004).

Pelo princípio de funcionamento e pelos resultados obtidos, a contração muscular em resposta à estimulação elétrica parece ser semelhante ao estímulo enviado pelo Sistema Nervoso Central (SNC), porém existem grandes diferenças (SILVA, 2007).

Tomando como referência a figura 10, quando aplicada uma diferença de potencial por meio de dois eletrodos, há circulação de corrente no interior do tecido, tendo em vista que o tecido é predominantemente aquoso, pelo movimento ordenado de íons (ROBINSON, 2001).

Figura 10 – Estimulação elétrica do nervo por meio de eletrodos superficiais.




Fonte: Robinson (2001)

Para produzir um potencial de ação (PA), a corrente induzida em tecidos biológicos deve ter amplitude e duração suficientes para levar células excitáveis a um potencial de membrana superior ao limiar.

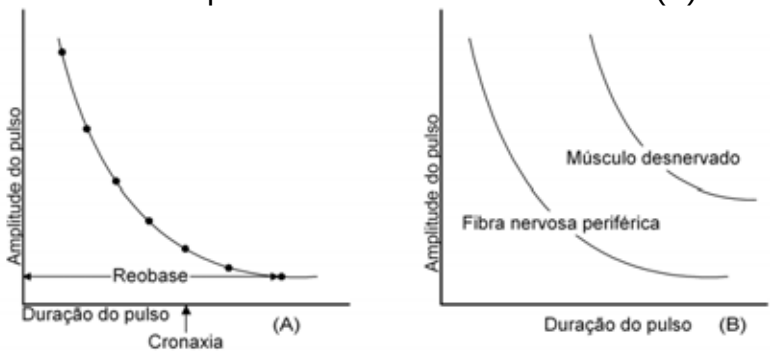
Para uma única célula excitável, existe uma família de estímulos de combinações força-duração (F-D) que podem levar a célula ao limiar de despolarização.

A figura 11 (a) mostra uma curva força-duração do limiar de um tipo qualquer de célula. Qualquer estímulo que possui uma combinação F-D abaixo ou à esquerda da curva não produzirá um potencial de ação. As fibras nervosas periféricas são mais excitáveis por estimulação elétrica do que as fibras musculares (FARIA, 2006).

O estímulo com característica F-D suficiente para ativar fibras musculares nervosas periféricas, geralmente, não é suficiente para ativar fibras musculares desenervadas. As fibras musculares desenervadas necessitam de pulsos com amplitudes e duração mais longas para iniciar um potencial de ação do que as fibras nervosas periféricas (ROBINSON, 2001).

Na figura 11 apresenta-se uma comparação entre a curva força-duração de uma fibra nervosa periférica e um músculo desnervado.

Figura 11 – Curva F-D para um tecido excitável (A), e curvas F-D para uma fibra nervosa e para um músculo desenervado (B).



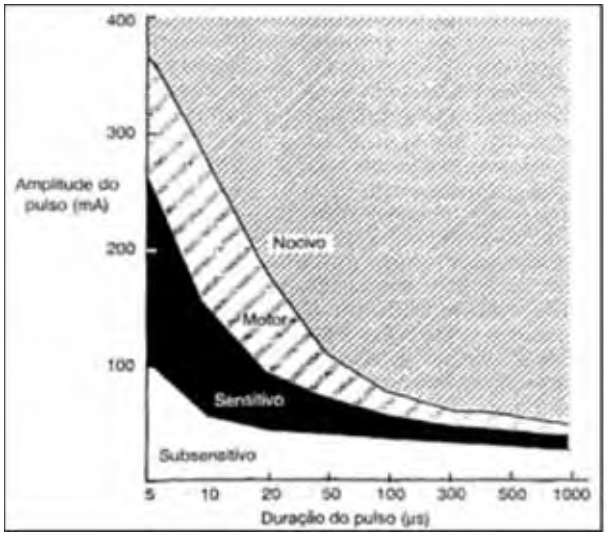

Fonte: Robinson (2001)

Os tecidos possuem terminações nervosas sensitivas, os estímulos elétricos poderão excitá-las, provocando sensações de agulhadas ou mesmo respostas dolorosas (ROBINSON, 2001).

De acordo com a figura 12, a relação tempo x intensidade do estímulo elétrico pode ser (ROBINSON, 2001; SILVA, 2007):

- Sub-sensitivo ou sem efeito.
- Sensitivo, que provocam sensações de agulhadas.
- Motor, que gerará contração muscular.
- Nocivo, que causará dores e/ou queimaduras.

Figura 12 – Relação entre intensidade x tempo e os seus resultados.




Fonte: Robinson (2001)

A diferença entre a contração muscular eletroestimulada e a convencional é a ordem de recrutamento das unidades motoras. Na eletroestimulada, inicia-se pelo tipo **FF** (rápida e fatigável), depois o tipo **FR** (rápida e resistente) e, por último, o tipo **S** (lenta e resistente), ou seja, o inverso do recrutamento convencional.

Desta forma, pode ocorrer mais rapidamente a fadiga muscular, e também a baixa tolerância à eletroestimulação, o que normalmente ocorre no início do tratamento (HARRIS, et al. 2005).

Esta diferença de recrutamento também causa um rápido incremento de contração com pequenos níveis de eletroestimulação, justamente pelo recrutamento precoce das unidades **FF** (SILVA, 2007).

Apesar destas diferenças, é comprovado o auxílio da eletroestimulação na recuperação muscular e dos movimentos (ROBINSON, 2001).

## 3.3 Formas de Onda Empregada

Quando se classificar ou se referir a um tipo de sinal de eletroestimulação, alguns cuidados devem ser tomados, pois em eletrofisiologia, diferentemente da eletrônica e eletrotécnica, o termo fase refere-se ao sentido do fluxo de corrente.

Portanto, se o sinal for monofásico, significa que fluxo de corrente se dará em apenas um sentido, se for bifásico, o fluxo de corrente ocorrerá nos dois.

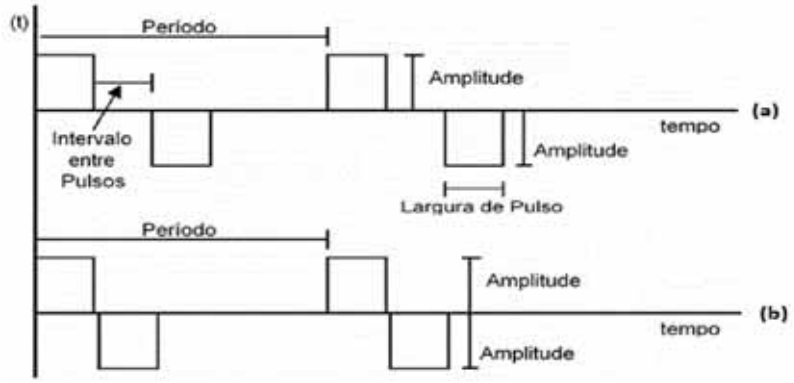
Se a onda for simétrica, seu formato é o mesmo nos dois sentidos da corrente, e se for assimétrica os formatos serão diferentes nos dois sentidos.

O sinal pode ser equilibrado, onde a mesma energia aplicada em um sentido será a aplicada no outro, mesmo o sinal não sendo simétrico, mas se for desequilibrado a energia entregue em um sentido não será a mesma no outro.

O sinal monofásico não é recomendado para a estimulação transcutânea, pois este tipo de estimulação causa acúmulo de cargas nos tecidos e estes acúmulos normalmente ocasionam irritação na pele (THORSEN, 1997; FARIA, 2006). Para FES são utilizadas formas de ondas bifásicas.

Na figura 13 ilustra-se algumas formas de onda bifásicas, simétricas e equilibradas, destacando-se alguns parâmetros e nomenclaturas relevantes.

Figura 13 – Formas de onda bifásicas, simétricas e equilibradas.



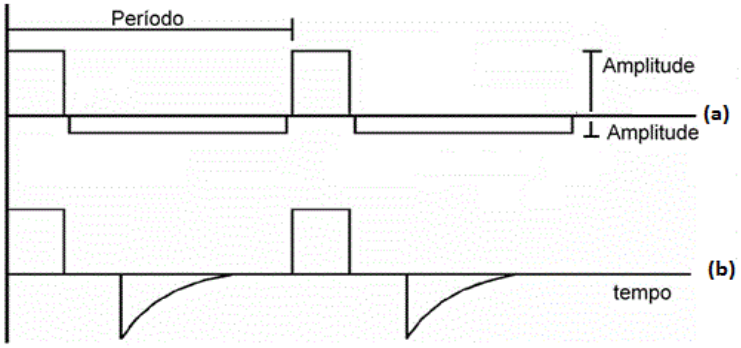

Fonte: Modificado de Faria (2006)

Pode-se observar que em (a) e (b), as ondas são simétricas, balanceadas e equilibradas, o sinal aplicado em um sentido ocorre da mesma forma no sentido oposto. A única diferença entre as duas é o interpulso, o intervalo entre pulsos. Estas formas de onda são vastamente utilizadas em FES para gerar movimentos.

Com relação à carga transferida, Saunders (1973) mostrou que a carga contida em um pulso estimulatório é retida na derme até que um pulso de polaridade oposta seja aplicado. Assim, a utilização de um intervalo entre o pulso positivo e o negativo resolve o problema de acumulação de cargas, sem afetar a sensação gerada (SZETO ; SAUNDERS, 1982; SZETO ; FARRENKOPF, 1992).

Na figura 14 são apresentadas formas de onda bifásicas, assimétricas, sendo (a) equilibrada e (b) desequilibrada.

Figura 14 – (a) Formas de onda bifásica, assimétrica, equilibrada, (b) formas de onda bifásica, assimétrica, desequilibrada.




Fonte: Modificado de Faria (2006)

A contração muscular pode ser controlada pela quantidade de carga aplicada ao músculo. Dentro de determinados limites, o aumento da intensidade de corrente corresponde a uma contração muscular mais efetiva, por promover estimulação de fibras nervosas, com limiar de excitação mais alto, ou mais distante da estimulação dos eletrodos (FARIA, 2006).

Porém, a partir de certos valores, que podem variar de músculo para músculo, tem-se uma resposta constante, independente do aumento de intensidade (ROBINSON, 2001).

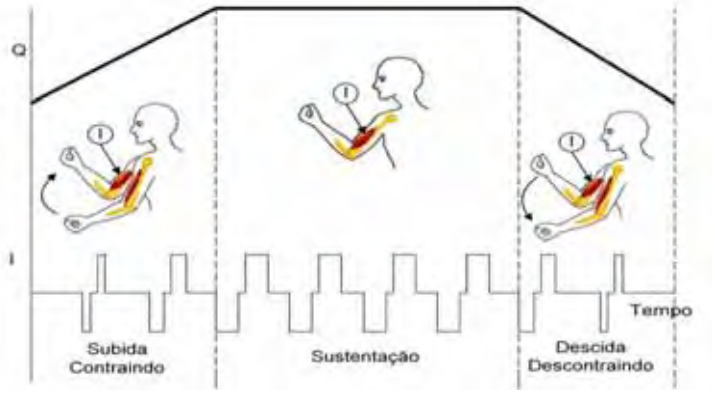
A variação da quantidade de carga pode ser realizada por meio da modulação do sinal. Dentre as formas, pode-se citar:

- modulação por frequência (FM)
- modulação por amplitude (AM)
- modulação por largura de pulso (PWM).

Neste trabalho, optou-se por PWM devido à facilidade da geração com circuitos digitais e trabalhos realizados com este tipo de modulação (FERRARIN, 2000). O uso desta técnica requer que a amplitude da corrente seja constante, independente das variações da impedância de acoplamento eletrodo/pele e do tecido.

Na figura 15, mostra-se a curva de carga Q correspondente a uma forma de onda de corrente I empregando PWM, sendo aplicada a um músculo do membro superior de uma pessoa.

Figura 15 – Curva de carga Q correspondente a uma forma de onda de corrente I utilizando PWM.




Fonte: Faria (2006)

# 4 PROJETO DE REGULADORES COM MODELOS FUZZY TAKAGI-SUGENO

Neste Capítulo serão introduzidos os conceitos de Lógica *Fuzzy* e os modelos *Fuzzy* Takagi-Sugeno (TAKAGI; SUGENO, 1985). Estes modelos serão utilizados na modelagem e controle discreto do modelo matemático da perna proposto por Ferrarin e Pedotti (2000). É proposta uma metodologia para a construção dos modelos locais considerando a posição, velocidade e aceleração angulares. Os modelos locais e os reguladores são projetados com o uso de LMIs (Desigualdades Matriciais Lineares) do software MATLAB.

## 4.1 Introdução Sobre Fuzzy

A teoria *Fuzzy* (cuja tradução em português é nebulosa ou difusa) foi introduzida em 1965 por Lotfi A. Zadeh. Em seu artigo *Fuzzy* Sets, Zadeh (1965) ele formalizou suas ideias sobre uma nova ferramenta matemática que utiliza conhecimento e incertezas sem descrevê-las em termos de probabilidade.

A proposta de Zadeh era modelar o mecanismo do pensamento humano, com valores linguísticos em lugar de números, levando estes valores para a teoria de sistemas e desenvolver uma nova classe de sistemas denominada sistemas *Fuzzy*.

Duas razões principais motivam o estudo da teoria *Fuzzy*. A primeira é que esses sistemas conjugam a capacidade de processar informação de natureza incerta ou qualitativa com a capacidade de aproximação universal (KOSKO, 1997). A precisão com que os sistemas *Fuzzy* podem aproximar sistemas reais pode ser, em geral, estipulada pelo projetista.

A segunda razão está relacionada à de vários modelos existentes, adequados a diferentes tipos de aplicação, indo dos modelos linguísticos na modelagem de um determinado sistema, aos modelos Takagi-Sugeno (TS) (TAKAGI; SUGENO, 1985), com estruturas adequadas para aplicações em controle.

A habilidade para controlar um sistema em um ambiente incerto ou impreciso é uma das características mais importantes de qualquer sistema de controle inteligente.

Entretanto, normalmente, para que um sistema seja controlado, é necessária a descrição por um modelo matemático, denominado “modelo de simulação”. O modelo de simulação será utilizado nas simulações para verificar o desempenho do controlador projetado, e deve incluir todas as características relevantes do processo.

Normalmente o modelo de simulação é complexo para o projeto de sistemas de controle. Assim, necessita-se de um modelo simplificado, denominado “modelo de projeto” (FRIEDLAND ,1996).

O modelo de projeto deve capturar as características essenciais do processo. Quando a planta do sistema é desconhecida, é necessário utilizar um processo de identificação dos parâmetros (TEIXEIRA; MACHADO; ASSUNÇÃO, 2000; IOANNOU; SUN, 1996).

A técnica mais comum para a obtenção de um modelo de projeto para plantas não lineares é a linearização da planta em um ponto de operação de interesse. Com este método o modelo de projeto é, em geral, um sistema linear invariante no tempo.

Para estes sistemas, o projeto de controladores é relativamente simples, em muitos casos a teoria é bastante desenvolvida, como, por exemplo, as técnicas baseadas no método do lugar das raízes (*root locus)*, diagramas de *Bode e Nyquist* e na descrição por meio de variáveis de estado (OGATA, 2004).

Entretanto, este modelo de projeto descreve bem a dinâmica do sistema somente em uma vizinhança em torno do ponto de operação no qual o sistema foi linearizado. Assim, nos casos onde o sistema pode operar em regiões distantes do ponto de operação, este modelo de projeto não é, em geral, adequado.

Neste caso deve-se adotar um modelo de projeto mais sofisticado, que considere adicionalmente a dinâmica da planta em regiões distantes do ponto de operação mencionado.

Os modelos *Fuzzy* (TS) (TAKAGI; SUGENO, 1985; SUGENO; KANG, 1988) podem facilmente solucionar este problema.

A ideia destes modelos consiste da descrição aproximada de um sistema não linear como a combinação de um determinado número de modelos lineares (ou afins) invariantes no tempo locais, que descrevem aproximadamente o comportamento deste sistema em diferentes pontos do seu espaço de estados.

Desta forma, pode-se interpretar a técnica tradicional de linearização em apenas um ponto de operação como um caso particular dos modelos *Fuzzy* (TS), consistindo apenas de um modelo local. Neste trabalho o modelo de projeto será obtido utilizando do modelo *Fuzzy* (TS) com modelos locais lineares.

Uma ferramenta matemática, as LMIs (*Linear Matrix Inequalities*), cuja tradução para o português é Desigualdades Matriciais Lineares (BOYD*,* et al*.*, 1994), tem sido amplamente difundida em sistemas de controle. Muitos problemas de controle como as análises de estabilidade e o projeto, especificando, por exemplo, restrições nas entradas e saídas, taxa de decaimento e robustez, podem ser reduzidas a problemas descritos por LMIs.

Numericamente, os problemas de LMIs podem ser resolvidos eficientemente por meio de algumas ferramentas poderosas disponíveis na literatura de programação matemática (BOYD, et al.,1994).

Desta forma, encontrar a solução para problemas descritos por LMIs é equivalente a encontrar a solução para o problema original. Esta ferramenta será utilizada na obtenção dos modelos locais e nos projetos de reguladores abordados neste trabalho

Os métodos de projetos baseados em LMIs para reguladores *Fuzzy* serão construídos usando a Compensação Distribuída Paralela - CDP (TANAKA; SUGENO, 1992; WANG; TANAKA; GRIFFIN, 1996).

## 4.2 Sistemas Fuzzy

A principal característica de um sistema *Fuzzy* é o conhecimento condicionado por regras *Fuzzy* Se-Então. Uma regra *Fuzzy* Se-Então é uma

declaração na qual algumas palavras são descritas por funções contínuas, conhecidas como funções de pertinência.

O Modelo Linguístico é um modelo *Fuzzy* proposto por Tong (1978) é constituído por um conjunto de regras Se-Então. Este modelo é utilizado para identificar sistemas a partir de um conjunto de dados de suas entradas e saídas.

O formato de uma regra do Modelo Linguístico possui uma parte premissa e uma parte consequente do tipo:

$$\begin{array}{lllll} \text{Se} & x & \text{é} & A & \text{(premissa)}, \\ \text{Então} & y & \text{é} & B & \text{(consequente)}. \end{array}$$

sendo $x$ e $y$ as variáveis de entrada e saída, respectivamente, e $A$ e $B$ são termos linguísticos associados aos conjuntos *Fuzzy* que descrevem linguisticamente essas variáveis.

Para um dado valor de entrada, a saída correspondente é calculada a partir do conjunto de regras por meio de um método de inferência.

Um sistema *Fuzzy*, com estrutura apropriada para engenharia foi proposto por Takagi-Sugeno (TAKAGI; SUGENO, 1985). Nestes sistemas, as entradas e saídas são variáveis reais. Entretanto, ao invés de considerar as regras *Fuzzy* Se-Então, estes sistemas usam as regras na seguinte forma:

$$\begin{array}{lllll} \text{Se} & x & \text{é} & A & \text{(premissa)}, \\ \text{Então} & y = cx & \text{é} & B & \text{(consequente)}. \end{array}$$

Neste sistema a parte consequente, “Então”, muda de uma descrição que usa termos linguísticos para uma simples fórmula matemática. Esta mudança torna mais fácil combinar as regras. Assim, no sistema *Fuzzy* (TS) é obtido um peso médio dos valores nas partes “Então” das regras.

## 4.3 Funções de Pertinência

As funções de pertinência são utilizadas para combinar os modelos locais e têm papel fundamental no desenvolvimento do projeto de controle, pois são elas que determinam, dados os modelos locais, a forma de aproximação do modelo *Fuzzy* com relação ao modelo de simulação.

Um conjunto *Fuzzy* $A$ em um universo do discurso $U$ é caracterizado por uma função de pertinência $\mu A$ que tem valores compreendidos no intervalo $[0,1]$. O conjunto *Fuzzy* é uma generalização do conjunto clássico que pode ter apenas dois valores, "0" e "1". Portanto, as funções de pertinência *Fuzzy* em um conjunto *Fuzzy* são funções contínuas e são limitadas por "0" e por "1".

As principais funções de pertinência utilizadas são as triangulares, trapezoidais e em forma de sino - gaussiana (FILEV, 1991) e (ROSS, 1995). Os parâmetros destas funções dependem do conhecimento do projetista sobre o comportamento do sistema ou podem ser obtidas por um processo de identificação.

Muitas vezes, determinar as funções e os parâmetros que melhor se ajustam ao sistema, nem sempre é uma tarefa trivial (TANIGUCHI, et al., 2001). Em alguns casos, técnicas de otimização são utilizadas para determinar estas funções de pertinência (TEIXEIRA; MACHADO; ASSUNÇÃO, 2000; MACHADO, 2003).

## 4.4 Modelo *Fuzzy* Takagi-Sugeno

O modelo *Fuzzy* (TS) (TAKAGI; SUGENO, 1985) é uma abordagem alternativa para a modelagem *Fuzzy*. Este modelo também possui uma estrutura baseada em regras. Contudo, os consequentes das regras não são conjuntos *Fuzzy* como nos modelos linguísticos.

Esses consequentes são formados por funções "*crisp*" (não *Fuzzy*) que mapeiam as entradas do modelo em sua saída. Essas funções, também denominadas modelos locais, possuem usualmente uma forma afim em seus argumentos.

Nesse caso, o modelo *Fuzzy* (TS) é linear nos parâmetros das referidas funções que por sua vez podem ser estimados utilizando algoritmos clássicos como os algoritmos dos Mínimos Quadrados (Least Squares) e o filtro de Kalmam (SÖDERSTRÖM; STOICA, 1996; LJUNG, 1999). Embora o modelo (TS) original seja afim, a versão linear é a que tem sido mais utilizada.

Estes modelos podem ser considerados como uma versão *Fuzzy* do método de aproximação linear por partes, que proporciona uma relação linear (ou afim) da

entrada-saída para cada sub-espaço pré-determinado do espaço de entrada, possuindo a vantagem de serem capazes de combinar as diferentes relações correspondentes a cada uma de suas regras.

Essa habilidade de interpolação permite a geração de um mapeamento final mais suave, reduzindo o número de relações individuais e parâmetros de projeto necessários para representar um sistema com precisão arbitrária.

Embora os modelos (TS) não sejam interpretáveis no sentido qualitativo, ou seja, não podem proporcionar conhecimento linguístico devido ao formato funcional (*crisp*) das partes consequentes de suas regras, sua estrutura é intrinsecamente adequada para o controle de sistemas dinâmicos (FILEV, 1991; JOHANSEN; SHORTEN; SMITH, 1998).

O modelo *Fuzzy* Takagi-Sugeno pode representar uma classe genérica de sistemas não lineares dinâmicos ou estáticos (KIM, et al., 1997). Ele é baseado na partição *Fuzzy* do espaço de entrada e pode ser; visto como uma expansão da partição linear por partes. Os modelos são construídos por “r” implicações *Fuzzy* (regras) do seguinte formato:

$$R^i: SE\ z_1(t) \text{é}\ M_1^i\ e\ \dots E\ z_p(t) \text{é}\ M_p^i, \quad ENTÃO\ y^i = f_i(z_1, \dots, z_p), \tag{1}$$

$$y' = \frac{\sum_{i=1}^{r} \omega^i y^i}{\sum_{i=1}^{r} \omega^i}. \tag{2}$$

Sendo,

- $R^i (i = 1,2, \dots, r)$ denota a regra *Fuzzy* i. São relações *Fuzzy* que descrevem implicações que são calculadas por meio de uma função de implicação;
- $z_j(t) (j = 1,2, \dots, p)$ é a entrada. São as variáveis das premissas;
- $y^i$ é a saída da implicação i, por simplicidade, um sistema com múltiplas entradas e saída simples é assumido (MISO). No caso de um sistema com múltiplas saídas diversas variáveis de saída tais como $y_1^i$ e $y_2^i$ são usadas.

- $M_{1,}^{i} M_{2}^{i}, \ldots, M_{p}^{i}$ são as variáveis *Fuzzy* sendo que cada função de pertinência, $\mu_{j}^{i}(z_{j}(t))$ pode ser trapezoidal, triangular, tipo sino, ou outras funções que representem um subespaço *Fuzzy* no qual a implicação $R^{i}$ pode ser aplicada por argumentação.

Sugeno e Kang (1986), Sugeno e Kang (1988), Sugeno e Tanaka (1991) propuseram a utilização de funções afins nas partes consequentes das implicações, ou seja:

$$\mathrm{f_i}(\mathrm{z_1}, \ldots, \mathrm{z_n}) = \mathrm{q_0^i} + \sum_{\mathrm{j=1}}^{\mathrm{p}} \mathrm{q_j^i}\, \mathrm{x_j}. \qquad (3)$$

Esta escolha (3) permite uma interpretação matemática simples do modelo com uma interpolação de diferentes modelos afins e implica que a saída $\mathrm{y}'$ é linear nos parâmetros $\mathrm{q_0^i}, \ldots, \mathrm{q_n^i}$. Logo, esses parâmetros podem ser estimados utilizando qualquer algoritmo de estimação (SODERSTROM; STOICA, 1989; LJUNG, 1999; TEIXEIRA; MACHADO; ASSUNÇÃO, 2000).

Assim, o modelo *Fuzzy* (TS) é capaz de aproximar um sistema não linear com uma combinação de vários sistemas lineares afins pela decomposição de todo o espaço de entrada em vários espaços parciais e representar cada espaço entrada/saída (I/O) com uma equação linear.

### *4.4.1 Representação de Sistemas Fuzzy Takagi-Sugeno*

Uma planta não linear pode ser representada pelo modelo *Fuzzy* Takagi-Sugeno, onde as dinâmicas do sistema são capturadas por um conjunto de implicações *Fuzzy* que caracterizam relações locais do espaço de estados.

A descrição das dinâmicas locais de cada implicação *Fuzzy* dada por um modelo de um sistema linear é a principal característica de um modelo (TS). Desta forma se obtém um modelo *Fuzzy* global do sistema a partir das combinações *Fuzzy* dos modelos do sistema linear.

O sistema *Fuzzy* (TS) é descrito pelas regras *Fuzzy* SE-ENTÃO, que representam localmente relações lineares entre a entrada e a saída de um sistema. Na equação abaixo uma planta dinâmica a ser controlada é descrita localmente em termo dos modelos lineares locais:

$$\begin{aligned}\dot{\mathbf{x}}(t) &= \mathbf{A}_i\mathbf{x}(t) + \mathbf{B}_i\mathbf{u}(t)\\ \mathbf{y}(t) &= \mathbf{C}\mathbf{x}(t).\end{aligned}, \tag{4}$$

sendo $i = 1,2,\ldots, r$ ($r$ é o número de modelos lineares locais), o vetor estado $x(t) \in \Re^n$, o vetor entrada $u(t) \in \Re^m$, o vetor saída $y(t) \in \Re^q$, $A_i \in \Re^{n\times n}$, $B_i \in \Re^{n\times m}$ e $C_i \in \Re^{n\times q}$. A informação acima é então fundida com as regras SE-ENTÃO disponíveis, onde a $i$-ésima regra tem a forma:

Regra i : SE $z_1(t)$ é $M_1^i$ e $\cdots$ e $z_p(t)$ é $M_p^i$,

$$\text{ENTÃO} \quad \begin{cases}\dot{x}(\mathrm{t}) = A_i(\mathrm{t}) + B_i\mathrm{u}(\mathrm{t})\\ y(t) = C_i x(t)\end{cases}. \tag{5}$$

Tem-se que $M_j^i, j = 1,2,\ldots,p$ é o conjunto *Fuzzy* j da regra i e $z_1(t),\ldots,z_p(t)$ são as variáveis premissas. Seja $\mu_j^i(z_j(t))$, a função de pertinência do conjunto *Fuzzy* $M_j^i$, e seja,

$$\omega^i(\mathbf{z}(t)) = \prod_{j=1}^{p} \mu_j^i\left(z_j(t)\right), \quad \mathbf{z}(t) = \left(z_1(t), z_2(t), \ldots, z_p(t)\right).$$

Como $\mu_j^i(z_j(t) \geq 0)$ tem-se, para $i = 1,2,\ldots,r$.

$$\omega^i(x(kT)) \geq 0 \text{ e } \sum_{i=1}^{r} \omega^i(x(kT)) = 1 \quad . \tag{6}$$

Para obtenção de um modelo *Fuzzy* (TS) de um sistema não linear pode-se adotar $z(t) = x(t)$ sendo, $x(t)$ o vetor de estado do sistema não linear.

Sendo assim, dado um par $(x(t), u(t))$, o sistema *Fuzzy* resultante é obtido como a média ponderada dos modelos locais, e tem a seguinte forma:

$$\begin{aligned}\dot{x}(t) &= \frac{\sum_{i=1}^{r} \omega^i(x(t))(A_i x(t)+B_i u(t))}{\sum_{i=1}^{r} \omega^i(x(t))}\\ &= \sum_{i=1}^{r} \alpha_i(x(t))(A_i x(t) + B_i u(t))\\ &= \left(\sum_{i=1}^{r} \alpha_i(x(t))(A_i x(t))\right)\left(\sum_{i=1}^{r} \alpha_i(x(t))B_i\right)u(t)\\ &= A(\alpha)x(t) + B(\alpha)u(t)\end{aligned} \tag{7}$$

O sistema não forçado $u(t) = 0$ é definido como:

$$\begin{aligned} \dot{x}(t) &= \frac{\sum_{i=1}^{r} \omega^i(x(t))(A_i x(t))}{\sum_{i=1}^{r} \omega^i(x(t))} \\ &= \sum_{i=1}^{r} \alpha_i(x(t))(A_i x(t)) \\ &= \sum_{i=1}^{r} \alpha_i(x(t))(A_i x(t)) \\ &= A(\alpha)x(t) \end{aligned} \tag{8}$$

A saída para ambos os casos, forçado e não forçado, é dada por

$$\begin{aligned} y(t) &= \frac{\sum_{i=1}^{r} \omega^i(x(t))(C_i x(t))}{\sum_{i=1}^{r} \omega^i(x(t))} \\ &= \sum_{i=1}^{r} \alpha_i(x(t))(C_i x(t)) \\ &= C(\alpha)x(t) \end{aligned} \quad . \tag{9}$$

Para $i = 1, 2, ..., r,$

$$\alpha_i(x(kT)) = \frac{\omega^i(x(kT))}{\sum_{i=1}^{r} \omega^i(x(kT))} , \tag{10}$$

sendo,

$$\alpha_i(x(kT)) \geq 0 \text{ e } \sum_{i=1}^{r} \alpha_i(x(kT)) = 1 . \tag{11}$$

## APROXIMAÇÕES LOCAIS AFINS

O modelo *Fuzzy* (TS) dinâmico é composto de múltiplos modelos dinâmicos locais afins (ou homogêneos). É necessário para o propósito de análise e aplicação que estes modelos locais possam ser relacionados com as linearizações do sistema não linear.

Leith e Leithead (1999) apresentaram o Teorema da Aproximação que mostra que o modelo *Fuzzy* dinâmico (TS), considerando que os modelos dinâmicos locais afins conduzem a uma aproximação arbitrária do sistema dinâmico, resultado da linearização sobre a trajetória, quando o número de regras $r \to \infty$.

**VARIÁVEIS PREMISSAS**

Um objetivo comum do modelamento é obter uma parametrização mínima dos sistemas dinâmicos. Neste contexto de modelos de estruturas locais, representações econômicas do sistema são algumas vezes difíceis de obter devido aos problemas de dimensionamento.

Assim, para reduzir a complexidade do modelo *Fuzzy* (TS), é comum (quando possível) restringir as funções de pertinência para dependerem de um subconjunto de variáveis $(x, u)$. Se as funções do sistema dependem de alguma destas variáveis, não é necessário fazer partições ao longo destes eixos (JOHANSEN; FOSS, 1994).

Nos casos em que as não-linearidades não são muito fortes, a tendência é minimizar o número de variáveis premissas para minimizar a complexidade do modelo.

Em qualquer caso, considerações práticas geralmente necessitam manter o número de variáveis premissas tão pequeno quanto possível para reduzir os efeitos do dimensionamento.

Em alguns casos o número de variáveis premissas pode ser reduzido sem reduzir a precisão, mas este procedimento sacrifica a interpretabilidade do modelo local como linearizações locais.

Outra consequência da redução do número de variáveis premissas é que um simples modelo local pode ser usado nos regimes de operação transiente e de equilíbrio. Se as dinâmicas são significativamente diferentes nos regimes de operação de equilíbrio e transientes correspondentes a um simples modelo local, então haverá alguns problemas (JOHANSEN; SHORTEN; SMITH, 1998).

### *4.4.2 Função de Pertinência para Sistemas Fuzzy (TS)*

O modelo *Fuzzy* (TS) pode fornecer uma aproximação satisfatória do sistema não linear até mesmo quando os modelos locais afins constituintes não são convencionalmente linearizados.

Na prática, os modelos (TS) são construídos interpolando os parâmetros dos modelos locais constituintes usando inferência *Fuzzy*. A escolha da função de pertinência é de importância crucial neste procedimento (LEITH; LEITHEAD,1999).

Esta escolha deve ser feita para fornecer tanta precisão do sistema dinâmico quanto possível. Entretanto, em algumas aplicações, funções de pertinência escolhidas para aproximar as dinâmicas globais podem ser inadequadas quando o modelo é linearizado.

No entanto, para aplicações de controle que requerem a linearização do modelo da planta, a fidelidade do modelo na vizinhança do ponto de equilíbrio da planta é de primordial importância.

A escolha da função de pertinência não é um problema trivial e afeta não apenas o modelo global dinâmico, mas também múltiplos de equilíbrio e linearizações de sistemas ao longo do equilíbrio.

Na figura 4.1 apresenta-se uma ilustração simplificada do modelo (TS).

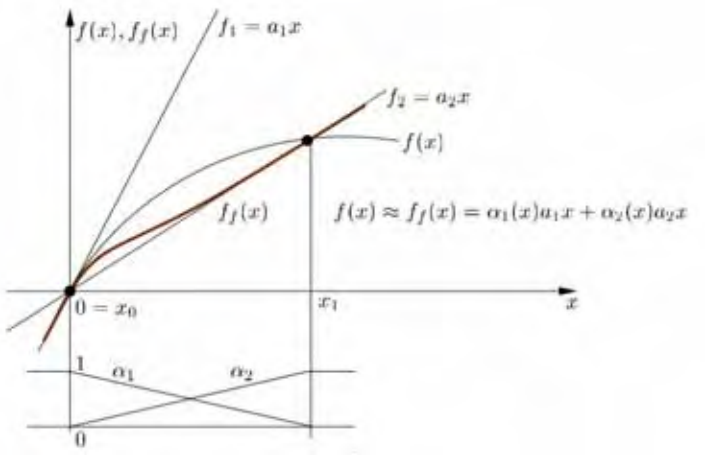
Uma aproximação de uma função $f(x): R \to R$ é feita com dois modelos locais lineares definidas pelas constantes $a_1$ e $a_2$ combinados com as funções de pertinência $\alpha_1(x)$ e $\alpha_2(x)$.

Considerando a função não linear $f(x)$ descrita na figura 16, nota-se que esta função pode ser aproximada para $x \approx x_0 = 0$, por $f_1(x) = a_1 x$ que é a reta tangente desta curva no ponto $x = 0$.

Uma aproximação linear para esta função em $x = x_1$ é $f_2(x) = a_2 x$ observa-se que esta segunda aproximação linear não é tão boa quanto a primeira aproximação linear, pois ela não coincide com a reta tangente de $f(x)$ em $x = x_1$.

Adotando $\sigma_1(x)$ e $\sigma_2(x)$ como modelos locais e $\alpha_1(x)$ e $\alpha_2(x)$ como funções de pertinência para um modelo *Fuzzy* (TS) $f_f(x) = \alpha_1(x) f_1(x) + \alpha_2(x) f_2(x)$, dessa forma para $x \approx x_0$ temos $f_f(x) \approx f_1(x)$ e para $x \approx x_1$ temos $f_f(x) \approx f_2(x)$. Assim é evidente que $f_f(x)$ é uma melhor aproximação de $f(x)$.

Figura 16 - Ilustração da aproximação obtida por modelos *Fuzzy* (TS).




Fonte: Machado (2003)

Este exemplo mostra o potencial dos modelos *Fuzzy* (TS), no tratamento de funções e sistemas não lineares. Para o modelo *Fuzzy* (TS), quanto maior o número de modelos locais, melhor será a aderência do modelo à equação diferencial não linear da planta, porém quanto maior o número de modelos locais, mais difícil pode ser a implementação do controle.

## 4.5 Projeto de Reguladores com Modelos *Fuzzy* (TS)

Será utilizado o conceito de Compensação Distribuída Paralela (CPD) para projetar os reguladores *Fuzzy* de forma que torne estáveis os sistemas não lineares descritos por modelos locais e combinados com sistema *Fuzzy*.

A ideia é projetar um controlador para cada regra do modelo *Fuzzy*, e em cada regra são utilizadas técnicas de projeto de controle linear. O regulador *Fuzzy* global resultante, que é normalmente não linear, é a combinação *Fuzzy* de cada regulador linear individual, o regulador *Fuzzy* projetado compartilha os mesmos conjuntos de regras com o modelo *Fuzzy* nas partes premissas.

Para os modelos *Fuzzy*, os reguladores via CPD possuem a seguinte estrutura:

$$\begin{aligned} &\text{Regra i: SE } x_1(t) \text{ é } M_1^i \text{ E } \ldots \text{ E } x_p(t) \text{ é } M_p^i \\ &\text{Então } u(t) = -Fx(t) \end{aligned} \tag{12}$$

De forma análoga a efetuada na obtenção de (8), o regulador *Fuzzy* é dado por:

$$\begin{aligned} u(t) &= -\frac{\sum_{i=1}^{r} \omega^{i}(x(t)) F_i x(t)}{\sum_{i=1}^{r} \omega^{i}(x(t))} \\ &= -\sum_{i=1}^{r} \alpha_i(x(t))\, F_i x(t) \\ &= -F(\alpha)x(t) \end{aligned} \tag{13}$$

sendo, $\alpha = [\alpha_1, \ldots, \alpha_n]^T$.

O objetivo do projeto de reguladores *Fuzzy* é determinar os ganhos de realimentação locais $F_i$ nas partes conseqüentes. Para a lei de controle (13) a equação (7) é dada pela equação apresentada abaixo.

$$\dot{x}(t) = \sum_{i=1}^{r} \sum_{j=1}^{r} \alpha_i(x(t))\alpha_j(x(t))\{A_i - B_i F_j\}x(t) = \sum_{i=1}^{r} \alpha_i^2(x(t))G_{ii}x(t) + 2\sum_{i<j}^{r} \alpha_i(x(t))\,\alpha_j(x(t))\left\{\frac{G_{ij}+G_{ji}}{2}\right\}x(t) \quad . \tag{14}$$

Sendo que $G_{ij} = A_i - B_i F_j$ e $\sum_{i<j}^{r} = \sum_{i=1}^{r} \sum_{\substack{j=1 \\ (i<j)}}^{r}$ .

### *4.5.1 Condições para a Estabilidade*

As condições suficientes apresentadas a seguir para a estabilidade de sistemas *Fuzzy* contínuos no tempo são obtidas usando funções Lyapunov quadráticas do tipo $V(x(t)) = x^T(t)Px(t)$. Os resultados básicos estão descritos abaixo.

**Lema 4.1:** *O ponto de equilíbrio x=0 do sistema Fuzzy contínuo não-forçado descrito por (7) é assintoticamente estável globalmente se existe uma matriz simétrica positiva definida comum* $P$ *tal que:*

$$A_i^T P + P A_i < 0 \tag{15}$$

*para* $i = 1, 2, \ldots, r$ *; isto é, para todos os subsistemas.*

*Prova: Segue diretamente da aplicação de Lyapunov* $V(x(t)) = x^T(t)Px(t)$.

**Lema 4.2:** *O ponto de equilíbrio x=0 do sistema de controle Fuzzy contínuo descrito por (14) é assintoticamente estável globalmente se existe uma matriz simétrica positiva definida comum tal que*

$$\mathrm{G}_{\mathrm{ii}}^{\mathrm{T}}\mathrm{P} + \mathrm{P}\mathrm{G}_{\mathrm{ii}} < 0 \ , \tag{16a}$$

*para todo i,j=1,...,r e ,*

$$\left(\frac{\mathrm{G}_{\mathrm{ij}} + \mathrm{G}_{\mathrm{ji}}}{2}\right)^{\mathrm{T}} \mathrm{P} + \mathrm{P}\left(\frac{\mathrm{G}_{\mathrm{ij}} + \mathrm{G}_{\mathrm{ji}}}{2}\right) \leq 0, \tag{16b}$$

*para todo i,j=1,...,r, i<j excetuando-se os pares (i,j) tais que* $\alpha_i(x(t))\alpha_j(x(t)) = 0$ *para qualquer* $x(t)$*.*

**Prova:** *Segue diretamente do Lema 4.1.*

**Lema 4.3**: *Assuma que o número de regras que são ativas para todo t é menor ou igual a s, sendo* $1 < s \leq r$*. O ponto de equilíbrio* $\boldsymbol{x}$*=0 do sistema de controle Fuzzy contínuo descrito por (14) é assintoticamente estável globalmente se existe uma matriz simétrica positiva definida comum P e uma matriz simétrica semipositiva definida comum Q tais que* ,

$$\mathbf{G}_{ii}^{T}\mathbf{P} + \mathbf{P}\boldsymbol{G}_{ii} + (s-1)\boldsymbol{Q} < \mathbf{0}, \tag{17a}$$

*para todo i,j=1,...,r e ,*

$$\left(\frac{\boldsymbol{G}_{ij}+\boldsymbol{G}_{ji}}{\mathbf{2}}\right)^{\boldsymbol{T}} \mathbf{P} + \mathbf{P}\left(\frac{\boldsymbol{G}_{ij}+\boldsymbol{G}_{ji}}{\mathbf{2}}\right) - \boldsymbol{Q} \leq 0, \quad i < j \ , \tag{17b}$$

*para todo i,j=1,...,r, excetuando-se os pares (i,j) tais que* $\alpha_i(\boldsymbol{x}(t))\alpha_j(\boldsymbol{x}(t)) = 0$ *para qualquer* $\boldsymbol{x}(t)$*.*

*Observe que as condições do Lema 4.3 são iguais às condições do Lema 4.2, adicionando-se a matriz* $Q \geq 0$*. Note que (17) foi relaxada com relação à respectiva condição no Lema 4.2.*

### 4.5.2 Taxa de Decaimento

É importante considerar não apenas a estabilidade, mas também outros índices de desempenho do sistema controlado tais como a velocidade de resposta e restrições de entrada e saída. A velocidade de resposta está relacionada com a taxa de decaimento $\beta$, isto é, o maior expoente de Lyapunov.

Considere uma candidata da função de Lyapunov $\mathrm{V}(\mathrm{x}(\mathrm{t})) = \mathrm{x}^{\mathrm{T}}(\mathrm{t})\mathrm{P}\mathrm{x}(\mathrm{t})$. e que $\dot{\mathrm{V}}(\mathrm{x}(\mathrm{t})) < 0$, para todo $x \neq 0$. A taxa de decaimento, $\beta > 0$, é obtida se a condição $\dot{\mathrm{V}}(\mathrm{x}(\mathrm{t})) < -2\beta\mathrm{V}(\mathrm{x}(\mathrm{t}))$ (TANAKA; IKEDA; WANG, 1998) é satisfeita para toda trajetória.

### 4.5.3 Restrição na Entrada

Assuma que a condição inicial x(0) é conhecida e u(t) descrito em (13).

A restrição $\|u(t)\| \leq \mu$ é imposta para todo tempo $t \geq 0$ se as LMIs de (18) forem satisfeitas (BOYD, 1994).

$$\begin{bmatrix} 1 & \mathrm{x}(0)^{\mathrm{T}} \\ \mathrm{x}(0) & \mathrm{X} \end{bmatrix} \geq 0 \text{ e } \begin{bmatrix} \mathrm{X} & \mathrm{M}_{\mathrm{i}}^{\mathrm{T}} \\ \mathrm{M}_{\mathrm{i}} & \mu^2\mathrm{I} \end{bmatrix} \geq 0 \tag{18}$$

sendo $\mathbf{X} = \mathbf{P}^{-1}$ e $\mathbf{M}_i = \mathbf{F}_i\mathbf{X}$.

### 4.5.4 Restrição na Saída

Assuma que a condição inicial x(0) é conhecida e defina $\mathrm{y}(\mathrm{t}) = \mathrm{C}_{\mathrm{i}}\mathrm{x}(\mathrm{t})$. A restrição$||\delta^2\mathrm{I}||_2 \leq \delta$ é imposta para todo tempo $t \geq 0$ se as LMIs forem satisfeitas (Boyd, 1994).

$$\begin{bmatrix} 1 & \mathrm{x}(0)^{\mathrm{T}} \\ \mathrm{x}(0) & \mathrm{X} \end{bmatrix} \geq 0 \text{ e } \begin{bmatrix} \mathrm{X} & \mathrm{M}_{\mathrm{i}}^{\mathrm{T}} \\ \mathrm{C}_{\mathrm{i}}\mathrm{X} & \delta^2\mathrm{I} \end{bmatrix} \geq 0 \quad , \tag{19}$$

sendo $\mathrm{X} = \mathrm{P}^{-1}$.

## 4.6 Forma Generalizada do Sistema *Fuzzy* (TS)

Em Taniguchi et al., (2001) foi apresentado um método de construção de modelos locais e funções de pertinência que permite obter uma representação exata do sistema.

Neste método de construção, os modelos locais são obtidos em função da região de operação e os modelos correspondem aos valores máximos e mínimos das funções não-lineares do sistema. Desta forma o número de modelos está diretamente relacionado ao número de funções não-lineares (TANIGUCHI, et al., 2001).

Esta técnica de construção permite modelar uma grande variedade de sistemas que estejam no intervalo de operação. Portanto, na construção dos modelos não são consideradas particularidades do comportamento das funções não lineares, mas apenas seus valores extremos. Por esta razão o método de representação exata é conhecido com Forma Generalizada.

Para determinar os modelos locais foi considerada a seguinte classe de sistemas não lineares:

$$\dot{x}_i(t) = \sum_{j=1}^{n} \tilde{f}_{ij}\big(x(t)\big)\, x_j(t) + \sum_{k=1}^{m} g_{ik}\big(x(t)\big)\, u_k(t)\ , \qquad (20)$$

sendo que $i = 1; 2; \ldots; r$, r é o número de regras, n e m são, respectivamente, o número de estados e entradas e $\tilde{f}_{ij}\big(x(t)\big)$ e $g_{ik}\big(x(t)\big)$ são funções de $x(t)$, sendo $x(t) = [x_1(t) \ldots x_n(t)]^T$.

Na forma generalizada deste método as seguintes variáveis devem ser consideradas (TANIGUCHI, et al., 2001).:

$$\begin{aligned} a_{ij1} &= \max_{x(t)}\{\tilde{f}_{ij}\big(x(t)\big)\} \\ a_{ij2} &= \min_{x(t)}\{\tilde{f}_{ij}\big(x(t)\big)\} \\ b_{ik1} &= \max_{x(t)}\{g_{ik}\big(x(t)\big)\} \\ b_{ik2} &= \min_{x(t)}\{g_{ik}\big(x(t)\big)\} \end{aligned} \qquad (21)$$

Logo para essa representação generalizada são necessários $2^s$ modelos locais, sendo “s” o número de não-linearidades existentes no sistema (TANIGUCHI, et al., 2001).

## 4.7 Descrição do Problema de Discretização

No projeto de controlador digital, a metodologia convencional pode ser usada para discretizar plantas lineares invariantes no tempo, como descrita a seguir:

$$\begin{matrix} \dot{x}\,(t) = Ax(t) + Bu(t) \\ \dot{y}\,(t) = Cx(t) \end{matrix} . \tag{22}$$

Se a entrada $u(t)$ é gerada por um computador digital, seguido por um conversor analógico, onde T é o período de amostragem, pode-se definir:

$$u(t) = u(KT),\ t \in [kT, kT + T]. \tag{23}$$

Para a equação (22), considerando (23) pode-se mostrar que a discretização do modelo, de acordo com Ogata (2004), é dada por:

$$x(kT + T) = e^{AT}x(kT) + \int_{kT}^{kT+T} e^{(A(kT+T-\tau))}Bu_{(kT)}d\tau = L_x(kt) + V_u(kT) \tag{24}$$

De (24) tem-se:

$$L = e^{AT} = I + AT\Psi,$$

$$V = \Psi TB,$$

$$\Psi = I + \frac{AT}{2!} + \frac{A^2T^2}{3!} + \cdots$$

Se $A = \alpha_1(x(t))A_1 + \alpha_2(x(t))A_2$, sendo $\alpha_1(x(t))$ e $\alpha_2(x(t))$ as funções de pertinência e $\sigma_1$ $\sigma_2$ os valores máximos e mínimos do conjunto convexo de $A$ (GAINO, 2009). Se o período de amostragem é suficientemente pequeno, podemos desprezar os termos de altas ordens da série de Taylor, e, consequentemente, $\Psi = I$. Uma ideia intuitiva para discretizar os modelos *Fuzzy* (TS) é aplicar diretamente o método de discretização para sistemas lineares invariantes no tempo (LTI) nas partes consequentes do sistema *Fuzzy* (KIM, et al., 2006) (GAINO, 2009).

Para $i = 1,2,\ldots,r$, a i-th regra do modelo *Fuzzy* (TS) discreto correspondente ao modelo local (TS) contínuo no tempo (5) é dada por:

$$\text{Regra i:}\quad \text{Se } x_1(kT) \text{ é } M_1^i \quad \text{e } \cdots \text{ e } x_p(kT) \text{ é } M_p^i$$

$$\text{Então} \begin{cases} x(kT+T) = L_i x(kT) + V_i u(kT) \\ y(kT) = Jx(kT) \end{cases} . \qquad (25)$$

Como mostrado em Gaino (2009):

$$L_i = e^{A_i T} = I + A_i T \Psi_i,$$

$$V_i = \Psi_i T B_i,$$

$$\Psi_i = I + \frac{A_i T}{2!} + \frac{A^2{}_i T^2}{3!} + \cdots.$$

Considerando o modelo *Fuzzy* de (25), tem-se, por definição $M_j^i$, $j = 1,2,\cdots,p,$ é o j conjunto *Fuzzy* da regra i, as variáveis premissas $x_1(kT),\cdots,x_p(kT)$, e as funções de pertinência $u_j^i\left(x_j(kT)\right)$ do conjunto *Fuzzy* $M_j^i$:

$$\omega^i(x(kT)) = \mu_j^i(x_j(kT)),$$

$$x(kT) = \left[x_1(kT), x_2(kT), \cdots, x_p(kT)\right]^T. \qquad (26)$$

Considerando $\mu_j^i(x_j(kT)) \geq 0$ tem-se, para $i = 1,2,\cdots,r$,

$$\omega^i(x(kT)) \geq 0 \text{ e } \sum_{i=1}^r \omega^i(x(kT)) > 0 . \qquad (27)$$

Finalmente, tem-se:

$$\alpha_i\big(x(kT)\big) = \frac{\omega^i\left(x(kT)\right)}{\sum_{i=1}^r \omega^i\left(x(kT)\right)} , \qquad (28)$$

sendo

$$\alpha_i(x(kT)) \geq 0 \text{ e } \sum_{i=1}^r \alpha_i(x(kT)) = 1 . \qquad (29)$$

Destas definições, a forma discretizada para os modelos *Fuzzy* (TS) é dada por:

$$x(kT+T) = \frac{\sum_{i=1}^{r} \omega^{i}\big(x(kT)\big)\big(V_i x(kT) + Vu(kT)\big)}{\sum_{i=1}^{r} \omega^{i}\big(x(kT)\big)},$$

$$x(kT+T) = L(\alpha)x(kT) + V(\alpha)u(kT). \tag{30}$$

Considere-se o modelo *Fuzzy* Takagi-Sugeno continuo no tempo dado por

$$\dot{x}(t) = \sum_{i=1}^{r} \alpha_i(x(t))\big(A_i(x(t)) + B_i u(t)\big) \tag{31}$$

Teorema 4.1: Considere o modelo *Fuzzy* Takagi-Sugeno, contínuo no tempo, descrito na equação (31).

Então, para um período de amostragem suficientemente pequeno, a equação (31) pode ser bem representada por meio do modelo *Fuzzy* (TS) discreto no tempo, apresentado em (30), sendo

$$\Psi_i = I,$$

e

$$L_i = I + A_i T \quad \text{e} \quad V_i = TB_i\,, i = 1,2,\cdots,r. \tag{32}$$

Prova: Veja Gaino (2009).

## 4.8 Reguladores *Fuzzy* Discretos

Similarmente ao caso contínuo, o PDC (TANAKA ; WANG, 2001) no projeto de reguladores *Fuzzy* discretos é possível estabilizar sistemas não lineares descritos por modelos *Fuzzy*. A idéia é projetar um controlador para cada regra *Fuzzy*. Para cada regra, existe um controlador associado. O regulador *Fuzzy* global resultante,

que é em geral não linear, é uma combinação *Fuzzy* de cada regulador linear individual. O PDC oferece um procedimento para projetar um regulador para cada modelo *Fuzzy* (TS), onde cada regra de controle é projetada de forma correspondente a regra do modelo *Fuzzy* da planta. O regulador *Fuzzy* é projetado por partes de controladores locais, onde cada parte é dada por:

$$\begin{gathered}\text{Regra i: Se } z_1(kT) \text{é } M_1^i \text{ e } \dots \text{ e } z_p(kT) \text{é } M_p^i \\ \text{Então: } u(kT) = -F_i x(kT)\end{gathered} \tag{33}$$

O regulador *Fuzzy* global resultante é dado por

$$\begin{aligned} u(kT) &= -\frac{\sum_{i=1}^{r} w^i(x(kT))F_i x(kT)}{\sum_{i=1}^{r} w^i(x(kT))} \\ &= -\sum_{i=1}^{r} \alpha^i\big(x(kT)\big)F_i x(kT), \\ &= -F(\alpha)x(kT) \end{aligned} \tag{34}$$

sendo $\alpha = [\alpha_1, \dots, \alpha_r]^T$ .

Desta forma, o sistema de malha fechada é composto dado como em (35).

$$x(kT+T) = \sum_{i=1}^{r}\sum_{j=1}^{r} \alpha_i(x(kT))\alpha_i(x(kT))(L_i - V_i F_j)x(kT) \tag{35}$$

### *4.8.1 Análise de Estabilidade*

O objetivo do projeto de reguladores *Fuzzy* é determinar os ganhos de realimentação locais $F_i$ nas partes consequentes de cada regra *Fuzzy* i (GAINO, 2009). Definindo

$$Q_{ij} = L_i - V_i F_j, \tag{36}$$

temos que

$$x(kT+T) = \sum_{i=1}^{r}\sum_{j=1}^{r} \alpha_i(x(kT))\alpha_j(x(kT))Q_{ij}x(kT) \quad (37)$$

$$x(kT+T) = \sum_{i=1}^{r} \alpha_i^2(x(kT))Q_{ii}x(kT) + +2\sum_{i<j}^{r} \alpha_i\big(x(kT)\big)\alpha_j\big(x(kT)\big)\left\{\frac{Q_{ij}+Q_{ji}}{2}\right\}x(kT). \quad (38)$$

Onde, por definição:

$$\sum_{i<j}^{r} a_{ij} = \sum_{i=1}^{r-1}\sum_{j=i+1}^{r} a_{ij}.$$

*Lema 4: (TANAKA;WANG, 2001) O ponto de equilíbrio x = 0 do sistema Fuzzy discreto, descrito por (38), é globalmente assintoticamente estável, se existe uma matriz simétrica positiva definida comum P tal que,*

$$\left(\frac{Q_{ij}+Q_{ji}}{2}\right)^T P\left(\frac{Q_{ij}+Q_{ji}}{2}\right) - P \leq 0, \ \ para \ \ i<j.$$

*para i,j =1,2,...,r; isto é, para todos os subsistemas.*

A estabilidade assintótica global do sistema realimentado (30) com a lei de controle (34) e descrito em (38) é garantido pelas LMIs:

$$P > 0, \quad P = P^T;$$

$$Q_{ii}^T P Q_{ii} - P < 0, \quad para\ todo \quad i = 1,2,\dots,r;$$

$$\left(\frac{Q_{ij}+Q_{ji}}{2}\right)^T P\left(\frac{Q_{ij}+Q_{ji}}{2}\right) - P \leq 0, \ \ \text{para } i<j.$$

As LMIs acima podem ser implementadas computacionalmente para determinar os ganhos do controlador usando condições relaxadas de estabilidade. Portanto, o problema de otimização para determinar a lei de controle é encontrar as matrize $X = X^T > 0,\ Y = Y^T \geq 0,\quad V_i$ e $M_i$, para $i = 1, \dots, r$, satisfazendo (TANAKA E WANG, 2001),

$$\begin{bmatrix} X - (s-1)Y & XL_i^T - M_i^T V_i^T \\ L_i X - V_i M_i & X \end{bmatrix} > 0, \tag{39}$$

$$\begin{bmatrix} X + Y & \frac{1}{2}\left(L_i X + L_j X - V_i M_j - V_j M_i\right)^T \\ \frac{1}{2}\left(L_i X + L_j X - V_i M_j - V_j M_i\right) & X \end{bmatrix} \geq 0\ . \tag{40}$$

$$P = X^{-1}, \qquad F_i = M_i X^{-1}, \qquad i = 1, \dots, r.$$

### *4.8.2 Taxa de Decaimento*

Seguindo os mesmos passos da Seção 4.8.1 Tanaka e Wang, (2001) apresentaram LMIs com condições relaxadas que aumentam a factibilidade do sistema.

O projeto de reguladores que garante a factibilidade do sistema considerando a taxa de decaimento: Defina $X = P^{-1}, M_i = F_i X$ e $Y = XWX$, com $P = P^T > 0$ e $W = W^T \geq 0$. Encontre $X = X^T > 0,\ Y = Y^T \geq 0,\quad W \geq 0$ para $i = 1, \dots, r$, que satisfaçam as LMIs abaixo:

$$P > 0, \quad P = P^T;$$

$$Q_{ii}^T P Q_{ii} + (s-1)W - \sigma^2 P < 0, \quad para\ todo \quad i = 1,2, \dots, r;$$

$$\left(\frac{Q_{ij} + Q_{ji}}{2}\right)^T P \left(\frac{Q_{ij} + Q_{ji}}{2}\right) - W - \sigma^2 P \leq 0, \ \text{para}\ i < j.$$

Sendo $\beta = \sigma^2$, a taxa de decaimento, $0 \leq \beta < 1$ e s é o número de regras que estão ativas. Usando o complemento de Schur (Boyd, et al., 1994) as LMIs podem ser reescritas na forma

$$\begin{bmatrix} \beta X - (s-1)Y & XL_i^T - M_i^T V_i^T \\ L_i X - V_i M_i & X \end{bmatrix} > 0, \tag{41}$$

$$\begin{bmatrix} \beta X + Y & \frac{1}{2}\left(L_i X + L_j X - V_i M_j - V_j M_i\right)^T \\ \frac{1}{2}(L_i X + L_j X - V_i M_j - V_j M_i) & X \end{bmatrix} \geq 0 \tag{42}$$

com $P = X^{-1},\ F_i = M_i X^{-1},\ i = 1, \ldots, r.$

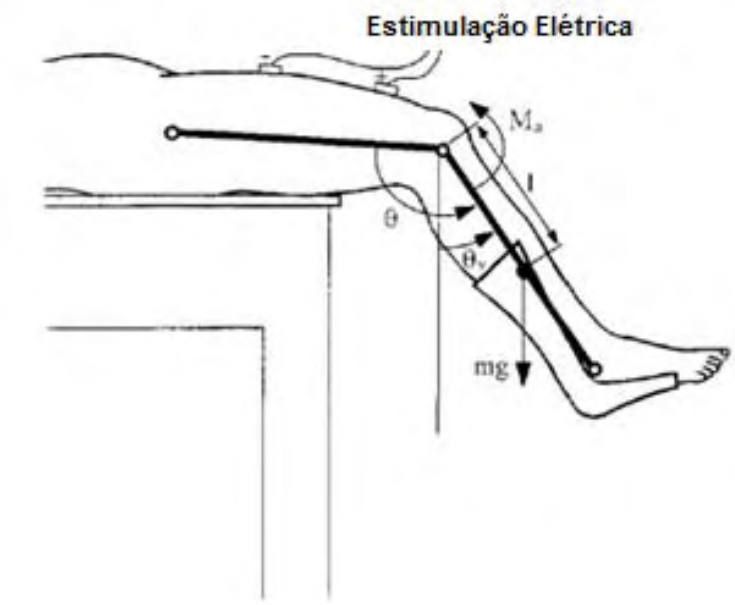
As restrições na entrada e na saída são obtidas pelas LMIS de (18) e (19), respectivamente.

## 4.9 Modelo Dinâmico Usado no Controle da Posição da Perna

Na modelagem proposta por Ferrarin e Pedotti (2000), os autores consideram o membro inferior como uma cadeia cinemática aberta composta de dois segmentos rígidos: a coxa e o complexo perna-pé, conforme mostrado na figura 17.

Nesta figura, a eletroestimulação funcional é aplicada ao músculo quadríceps, por meio de eletrodos fixados na pele da coxa do paciente. O objetivo é provocar a contração do músculo, visando posicionar o ângulo do joelho em um valor especificado.

Figura 17 - Modelo proposto por Ferrarin e Pedotti (2000).




Fonte: Ferrarin e Pedotti, (2000)

Na figura 4.2, $\theta$, $\theta_v$ e $M_a$ são, respectivamente, o ângulo do joelho (ângulo entre a perna e a coxa no plano sagital), o ângulo da perna (ângulo entre a perna e o eixo vertical no plano sagital) e o torque ativo produzido pela estimulação elétrica no quadríceps.

O equilíbrio dinâmico destes componentes em torno da junção do joelho é representado pela seguinte equação:

$$M_i = M_g + M_s + M_d + M_a \ . \tag{43}$$

Onde:

- $M_i$ é o torque referente a inércia do complexo canela-pé;
- $M_g$ é o torque da componente gravitacional;
- $M_s$ é o torque devido ao componente de rigidez;
- $M_d$ é o torque devido a componente de amortecimento;
- $M_a$ é o torque ativo do joelho produzido pela estimulação elétrica;

A equação (43) pode ser expresso pela seguinte equação diferencial não-linear de segunda-ordem:

$$J\ddot{\theta}_v = -mglsen(\theta_v) + M_s - B\dot{\theta} + M_a \quad . \tag{44}$$

Onde:

- J é o momento inercial do complexo de canela-pé;
- $\theta$ é o ângulo comum do joelho (ângulo entre a canela e a coxa no plano sagital);
- $\dot{\theta}$ é a velocidade angular comum do joelho;
- $\theta_v$ é o ângulo da canela (ângulo entre a canela e o sentido vertical no plano sagital);
- $\ddot{\theta}_v$ é a aceleração angular da canela;
- m é a massa do complexo canela-pé;
- g é a aceleração gravitacional;
- l é a distância entre o joelho e o centro da massa do complexo canela-pé;
- B é o coeficiente de atrito viscoso;

Uma distinção foi feita entre o ângulo da junção do joelho (usado para a rigidez e os componentes de amortecimento) e o ângulo absoluto entre a canela e o sentido vertical (usados para o termo gravitacional e inercial). Entretanto, desde que os movimentos da coxa são negligenciados, a aceleração angular absoluta da canela coincidiu com a aceleração angular relativa do joelho.

A respeito da componente de amortecimento, consideramos um termo linear com um coeficiente de viscosidade constante.

Com respeito da componente de amortecimento, foi considerado um termo linear com um coeficiente de viscosidade constante.

$$M_s = -\lambda e^{-E\theta}(\theta - \omega) \quad . \tag{45}$$

Onde:

- $\lambda$, E são os coeficientes dos termos exponenciais;
- $\omega$ é o ângulo elástico de repouso do joelho;

O sinal negativo é devido à escolha do torque do extensor como o positivo.

Nestas fórmulas o fator exponencial é responsável pelo comportamento não linear da elasticidade do joelho. Os componentes não lineares da rigidez representados por termos exponenciais foram considerados em diversos estudos precedentes e encontrados para melhorar o componente linear puro da elasticidade.

Em todos os modelos previamente descritos, o ângulo de descanso do joelho foi considerado na correspondência com a posição vertical do pé. Entretanto, assim como outros autores, em Ferrarin e Pedotti (2000), foram encontradas posições de descanso entre 5º e 15º em todos os pacientes. Isto implica que o componente elástico do torque passivo aplicado à junção do joelho se torna zero (posição neutra) quando o ângulo vertical do pé mais baixo é maior que 0º.

Foi verificado que o torque que o músculo estará sujeito ($M_a$) e a largura dos pulsos da estimulação elétrica (P) podem ser relacionados adequadamente pela função de transferência abaixo:

$$H(s) = \frac{M_a(s)}{P(s)} = \frac{G}{1+s\tau} \quad . \tag{46}$$

O ganho *G* e a constante de tempo *τ* devem ser identificadas para cada sujeito (FERRARIN, 2000).

Gaino (2009) e Teixeira, et al. (2006), foi demonstrado que a equação de estados é não-linear, e que representa o movimento da articulação do joelho em decorrência de estímulo elétrico aplicado no quadríceps, sendo dada por:

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ \tilde{f}_{21}(x_1) & -\frac{B}{J} & \frac{1}{J} \\ 0 & 0 & -\frac{1}{\tau} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{G}{\tau} \end{bmatrix} P_N \ , \tag{47}$$

sendo,

$$x_1 = \Delta\theta_v = \theta_v - \theta_{v0}\ ;$$

$$x_2 = \Delta\dot{\theta}_v = \dot{x}_1\ ;$$

$$x_3 = \Delta M_a = M_a - M_{a0};$$

$$P_0 = \frac{M_{a0}}{G}\ ;$$

$$P_N = P - P_0;$$

e o ponto de operação do sistema dado por: $(\theta_v\ ,\dot{\theta}_v\ ,M_a\ ) = (\theta_{vo}\ ,0\ ,M_{a0})$.

A função $\tilde{f}_{21}(x_1)$ é uma não-linearidade do sistema, que pode ser descrita por:

$$\tilde{f}_{21}(x_1) = \frac{1}{Jx_1}\left[-mgl\sin(x_1 + \theta_{v0}) - \lambda e^{-E\left(x_1+\theta_{v0}+\frac{\pi}{2}\right)}\left(x_1 + \theta_{v0} + \frac{\pi}{2} - \omega\right) + M_{a0}\right], \quad (48)$$

com

$$M_{a0} = mglsen(\ x_1 + \theta_{v0})\lambda e^{-E\left(\theta_{v0}+\frac{\pi}{2}\right)}\left(\theta_{v0} + \frac{\pi}{2} - \omega\right),$$

$$P_N = P - \frac{M_{a0}}{G}, \quad (49)$$

sendo que *G* e $\tau$ são constantes da equação diferencial que relacionam o torque ativo com a estimulação elétrica, P é a largura do pulso e $P_N$ é a entrada do sistema.

## 4.10 Definição dos Novos Modelos Locais *Fuzzy*

Para a construção da equação de estados (47) foram considerados a variação da posição angular, a velocidade angular e o torque, entretanto, na prática, a medição do torque é um processo complexo e de difícil implementação.

Para contornar este problema, é proposto um novo método de obtenção dos modelos locais baseado na Forma Generalizada de Taniguchi et al., (2001) onde são consideradas a variação da posição, a velocidade e a aceleração angular.

Por simplicidade, o tempo foi omitido nas equações.

Considere os estados de (47)

$$\dot{x}_2 = \ddot{x}_1 = \tilde{f}_{21}(x_1)x_2 - \frac{B}{J}\dot{x}_1 + \frac{1}{J}x_3 \ , \tag{50}$$

$$\dot{x}_3 = -\frac{1}{\tau}x_3 + \frac{G}{\tau}P_N. \tag{51}$$

Derivando-se (50) em relação a $x_1$,

$$\dddot{x}_1 = \frac{\partial \tilde{f}_{21}(x_1)}{\partial x_1}\left(\frac{\partial x_1}{\partial t}\right)x_1 + \tilde{f}_{21}(x_1)\dot{x}_1 + \frac{\dot{x}}{J} \ . \tag{52}$$

Logo, de (50) e (51), tem-se que:

$$x_3 = J\left[\ddot{x}_1 - \tilde{f}_{21}(x_1)x_1 + \frac{B}{J}\dot{x}_1\right]. \tag{53}$$

Derivando $x_3$ em relação a $x_1$.

$$\dot{x}_3 = J\left[\dddot{x}_1 - \left(\frac{\partial \tilde{f}_{21}(x_1)}{\partial x_1}\right)\left(\frac{\partial x_1}{\partial t}\right)x_1 - \tilde{f}_{21}(x_1)\dot{x}_1 + \frac{B}{J}\ddot{x}_1\right]. \tag{54}$$

Isolando $\dot{x}_1$ em (54):

$$\dot{x}_3 = J\left[\ddot{x}_1 - \left[\left(\frac{\partial \tilde{f}_{21}(x_1)}{\partial x_1}\right)x_1 + \tilde{f}_{21}(x_1)\right]\dot{x}_1 + \frac{B}{J}\ddot{x}_1\right]. \quad (55)$$

Definindo a nova variável $z(x_1)$, portanto:

$$z(x_1) = \left(\frac{\partial \tilde{f}_{21}(x_1)}{\partial x_1}\right)x_1 + \tilde{f}_{21}(x_1)\ , \quad (56)$$

obtém-se

$$\dot{x}_3 = J\left[\ddot{x}_1 - z(x_1)\dot{x}_1 + \frac{B}{J}\ddot{x}_1\right] \quad . \quad (57)$$

Redefinindo (51)

$$P_N = \dot{x}_3\frac{\tau}{G} + \frac{\tau}{G}\frac{x_3}{\tau}\ , \quad (58)$$

tem-se finalmente,

$$P_N = \dot{x}_3\frac{\tau}{G} + \frac{1}{G}x_3\ . \quad (59)$$

Substituindo (53) e (55) em (59):

$$P_N = \frac{\tau}{G}J\left[\ddot{x}_1 - z(x_1)\dot{x}_1 + \frac{B}{J}\ddot{x}_1\right] + \frac{1}{G}J\left[\ddot{x}_1 - \tilde{f}_{21}(x_1)x_1 + \frac{B}{J}\dot{x}_1\right]. \quad (60)$$

Agrupando os termos de (60), tem-se que

$$P_N = \frac{\tau J}{G}\ddot{x}_1 + \left[\frac{B\tau}{G} + \frac{J}{G}\right]x_{3v} + \left[\frac{-\tau J}{G}z(x_1) + \frac{B}{G}\right]x_{2v} - \frac{J}{G}\tilde{f}_{21}(x_1)x_{1v}\ . \quad (61)$$

Defina agora:

$$x_{1N} = x_1 \tag{62}$$

$$x_{2N} = \dot{x}_{1N} = \dot{x}_1 \tag{63}$$

$$x_{3N} = \dot{x}_{2N} = \ddot{x}_1 \rightarrow \dot{x}_{3N} = \dddot{x}_1 \tag{64}$$

De (61), e considerando (62), (63) e (64), obtém-se (65)

$$\dddot{x}_1 = \dot{x}_{3N} = \frac{G.P_N}{\tau J} + \frac{G}{\tau J}\left\{\left[\frac{-\tau.B}{G} - \frac{J}{G}\right]x_{3N} + \left[\frac{\tau.J}{G}z(x_1) - \frac{B}{G}\right]x_{2N} + \frac{J}{G}\tilde{f}_{21}(x_1)x_{1N}\right\}. \tag{65}$$

Simplificando (65)

$$\dot{x}_{3N} = \left[-\frac{B}{J} - \frac{1}{\tau}\right]x_{3N} + \left[z(x_1) - \frac{B}{\tau J}\right]x_{2N} + \left[\frac{1}{\tau}\tilde{f}_{21}(x_1)\right]x_{1N} + \frac{GP_N}{\tau J} \tag{66}$$

Colocando (62), (63) e (66) na forma matricial, obtém-se:

$$\begin{bmatrix}\dot{x}_{1N}\\ \dot{x}_{2N}\\ \dot{x}_{3N}\end{bmatrix} = \begin{bmatrix}0 & 1 & 0\\ 0 & 0 & 1\\ \frac{\tilde{f}_{21}(x_1)}{\tau} & z(x_1) - \frac{B}{\tau J} & -\frac{B}{J} - \frac{1}{\tau}\end{bmatrix}.\begin{bmatrix}x_{1N}\\ x_{2N}\\ x_{3N}\end{bmatrix} + \begin{bmatrix}0\\ 0\\ \frac{G}{\tau J}\end{bmatrix}.P_N \tag{67}$$

Considere que a matriz de estados seja representada por $\tilde{A}(x)$ como em (68)

$$\tilde{A}(x) = \begin{bmatrix}0 & 1 & 0\\ 0 & 0 & 1\\ \frac{\tilde{f}_{21}(x_1)}{\tau} & z(x_1) - \frac{B}{\tau J} & -\frac{B}{J} - \frac{1}{\tau}\end{bmatrix}, \tag{68}$$

e os estados definidos em (69)

$$\begin{aligned} x_{1N} &= x_1 = \Delta\theta \\ x_{2N} &= x_2 = \dot{x}_1 = \Delta\dot{\theta} \\ x_{3N} &= \dot{x}_2 = \Delta\ddot{\theta} \\ P_N &= \Delta P = P - \frac{Ma_0}{G} \end{aligned} \tag{69}$$

### *4.10.1 Definição das Funções de Pertinência*

Considere (56) e (67);

$$z(x_1) - \frac{B}{\tau J} = \frac{\partial \tilde{f}_{21}}{\partial x_1} x_1 + \tilde{f}_{21}(x_1) - \frac{B}{\tau J} \quad . \tag{70}$$

Defina agora

$$\frac{\tilde{f}_{21(2q)}}{\partial} = \sigma_1 a\alpha_{31min} + \sigma_2 \alpha_{31max} \quad . \tag{71}$$

Sendo que $\sigma_1(x)$ , $\sigma_2(x) \geq 0$, $\sigma_1(x) + \sigma_2(x) = 0$, serão definidos posteriormente e $a_{31min}$, $a_{32max}$ são dos valores máximos e mínimos de $\frac{\tilde{f}_{21(2q)}}{\partial}$, no intervalo de operação $x_L$.

Substituindo (70) em (71);

$$z(x_1) - \frac{B}{\tau J} = \tau\left(\frac{\partial \sigma_1(x_1)}{\partial x_1} a_{31min} + \frac{\partial \sigma_2(x_1)}{\partial x_1} a_{31max}\right) x_1 + \tau(\sigma_1(x_1) a_{31min} + \sigma_2(x_1) a_{31max}) - \frac{B}{\tau J} \tag{72}$$

Agrupando os termos de (72)

$$z(x_1) - \frac{B}{\tau J} = \left(\sigma_1(x_1) + x_1 \frac{\partial \sigma_1(x_1)}{\partial x_1}\right)(\tau a_{31min}) + \left(\sigma_2(x_1) + x_1 \frac{\partial \sigma_2(x_1)}{\partial x_1}\right)(\tau a_{31max}) - \frac{B}{\tau J} . \tag{73}$$

Definido de (73):

$$x_1 \frac{\partial \sigma_1(x_1)}{\partial x_1} = -\sigma_3 \qquad \text{e} \qquad x_1 \frac{\partial \sigma_2(x_1)}{\partial x_1} = \sigma_3, \tag{74}$$

pois $\frac{\partial}{\partial x_1}(\sigma_{1x} + \sigma_{2x}) = 0$.

Multiplicando $\frac{B}{\tau J}$ por $(\sigma_1 + \sigma_2) = 1$ , obtemos

$$\frac{B}{\tau J} = \frac{B}{\tau J}(\sigma_1 + \sigma_2), \text{ com } (\sigma_1 + \sigma_2) = 1. \tag{75}$$

A equação (73) torna-se,

$$z(x_1) - \frac{B}{\tau J} = \sigma_1(x_1)\left(\tau a_{31min} - \frac{B}{\tau . J}\right) + \sigma_2(x_1)\left(\tau a_{31max} - \frac{B}{\tau . J}\right) + \sigma_3(-\tau a_{31min} + \tau a_{31max}), \tag{76}$$

denominado

$$a_{321} = \tau a_{31min} - \frac{B}{\tau . J} \tag{77}$$

$$a_{322} = \tau a_{31max} - \frac{B}{\tau . J} \tag{78}$$

$$a_{323} = -\tau a_{31min} + \tau a_{31max} \text{ ,} \tag{79}$$

tem-se de (76), (77), (78) e (79) que:

$$z(x_1) - \frac{B}{\tau J} = \sigma_1(x_1)a_{321} + \sigma_2(x_1)a_{322} + \sigma_3(x_1)a_{323} \text{ ,} \tag{80}$$

e $\widetilde{A}(x)$ definida em (68) pode ser redefinida por (81):

$$\tilde{A} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ \sigma_1(x_1).a_{31min} + \sigma_2(x_1)a_{31max} & \sigma_1(x_1)a_{321} + \sigma_2(x_1)a_{322} + \sigma_3(x_1)a_{323} & a_{33} \end{bmatrix} \quad .(81)$$

Considere, como exemplo,

$$\sigma_3(x_1) + \sigma_4(x_1) = 1 \ ,$$

$$\sigma_1(x_1) + \sigma_2(x_1) = 1 \ ,$$

$$\big(\sigma_1(x_1) + \sigma_2(x_1)\big).\big(\sigma_3(x_1) + \sigma_4(x_1)\big) = \sigma_1(x_1)\sigma_3(x_1) + \sigma_1(x_1)\sigma_4(x_1) + \sigma_2(x_1)\sigma_{3(x_1)} + \sigma_2(x_1)\sigma_4 = 1.$$

Podemos realizar as operações (82) e (83),

$$(\sigma_1 a_{31min} + \sigma_2 a_{31max})(\sigma_3 + \sigma_4) = \sigma_1.\sigma_3.a_{31min} + \sigma_1.\sigma_4 a_{31min} + \sigma_2.\sigma_3 a_{31max} + \sigma_2.\sigma_4 a_{31max} \ . \quad (82)$$

$$(\sigma_1 a_{321} + \sigma_2 a_{322}).(\sigma_3 + \sigma_4) + \sigma_3 a_{323}.(\sigma_1 + \sigma_2) = \sigma_1.\sigma_3.a_{321} + \sigma_1.\sigma_4.a_{321} + \sigma_2.\sigma_3.a_{322} + \sigma_2.\sigma_4.a_{322} + \sigma_3.\sigma_1.a_{323} + \sigma_3.\sigma_2.a_{323} \quad (83)$$

Defina agora os modelos locais como em (84) – (87)

$$A_1 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ a_{31min} & a_{321} + a_{323} & a_{33} \end{bmatrix}, \quad (84)$$

$$A_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ a_{31min} & a_{321} & a_{33} \end{bmatrix}, \quad (85)$$

$$A_3 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ a_{31max} & a_{322} + a_{323} & a_{33} \end{bmatrix}, \quad (86)$$

$$A_4 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ a_{31max} & a_{322} & a_{33} \end{bmatrix}. \quad (87)$$

De (82)-(87), $\widetilde{A}(x)$ pode ser reescrita como em (88)

$$\widetilde{A}(x) = \sigma_1(x_1)\sigma_3(x_1))A_1 + \sigma_1(x_1)\sigma_4(x_1)A_2 + \sigma_2(x_1)\sigma_3(x_1)A_3 + \sigma_2(x_1)\sigma_4(x_1)A_4. \quad (88)$$

Os valores de $\alpha_i$ , $i = 1,2,\dots,4$ são dados por (89)

$$\begin{aligned} \alpha_1(x_1)) &= \sigma_1(x_1)\sigma_3(x_1), \\ \alpha_2(x_1) &= \sigma_1(x_1)\sigma_4(x_1), \\ \alpha_3(x_1) &= \sigma_2(x_1)\sigma_3(x_1), \\ \alpha_4(x_1) &= \sigma_2(x_1)\sigma_4(x_1)). \end{aligned} \quad (89)$$

Portanto,

$$\widetilde{A}(x) = \alpha_1(x_1)A_1 + \alpha_2(x_1)A_2 + \alpha_3(x_1)A_3 + \alpha_4(x_1)A_4. \quad (90)$$

Considere agora o sistema discreto dado em (32) e (35), conforme mostrado em Gaino (2009):

$$x_N(kT + T) = \sum_{i=1}^{4} \alpha_i(x(kT))(L_i(x(kT)) + V_i u(kT))$$

$$L_i = I + A_i T \quad \text{e} \quad V_i = TB_i \, , i = 1,2,\cdots,4.$$

Os modelos locais discretos podem ser definidos como em (91)-(95)

$$L_1 = \begin{bmatrix} 1 & T & 0 \\ 0 & 1 & T \\ a_{31min}T & (a_{321} + a_{323)}T & (a_{33}T + 1) \end{bmatrix}, \quad (91)$$

$$L_2 = \begin{bmatrix} 1 & T & 0 \\ 0 & 1 & T \\ a_{31min}T & a_{321}T & (a_{33}T + 1) \end{bmatrix}, \quad (92)$$

$$L_3 = \begin{bmatrix} 1 & T & 0 \\ 0 & 1 & T \\ a_{31max}T & (a_{322} + a_{323})T & (a_{33}T + 1) \end{bmatrix}, \quad (93)$$

$$L_4 = \begin{bmatrix} 1 & T & 0 \\ 0 & 1 & T \\ a_{31max}T & a_{322}T & (a_{33}T + 1) \end{bmatrix}, \quad (94)$$

$$V_1 = V_2 = V_3 = V_4 = V = TB\ . \quad (95)$$

Podemos obter os modelos minimizando o erro obtido entre o sistema real e o sistema obtido com os modelos *Fuzzy*.

Considere a equação do erro como:

$$e_N(kT) = x_N(kT + T) - \sum_{i=1}^{4} \alpha_i(x(kT))(L_i\big(x(kT)\big) + V_i u(kT)). \quad (96)$$

Representando (96) na forma matricial,

$$E_N(kT) = x_N(kT+T) - [L_1 \quad L_2 \quad L_3 \quad L_4 \quad V]\begin{bmatrix}\alpha_1(x(kT))x(kT)\\ \alpha_2(x(kT))x(kT)\\ \alpha_3(x(kT))x(kT)\\ \alpha_4(x(kT))x(kT)\\ P_N(kT)]\end{bmatrix}.$$

Defina agora,

$$E_k = e_N(kT)\ , \tag{97}$$

$$X_k = x_N(kT+T) \tag{98}$$

e

$$\psi = \begin{bmatrix}\alpha_1(x(kT))x(kT)\\ \alpha_2(x(kT))x(kT)\\ \alpha_3(x(kT))x(kT)\\ \alpha_4(x(kT))x(kT)\\ P_N(kT)]\end{bmatrix} \quad . \tag{99}$$

Considerando (97), (98) e (99), a equação do erro de (96) pode ser redefinida por:

$$E_k = -[L_1 \quad L_2 \quad L_3 \quad L_4 \quad V]\psi + X_t. \tag{100}$$

Considere a equação:

$$E_{mQ} = E_k E_k^T = \frac{1}{2}\sum_{k=1}^{n}(e_N(kT)e_N(kT)^T). \tag{101}$$

Objetiva-se obter um $\gamma > 0$ tal que, para qualquer kT, a restrição (102) seja sempre satisfeita:

$$E_{mQ} < \gamma I \tag{102}$$

Utilizando o complemento de Schur (Boyd, et al., 1994) e considerando (101) e (102), temos que o problema de otimização que minimiza $E_{mQ}$ é dado por,

$$\begin{aligned} &\min \gamma \\ &\gamma > 0 \\ &\text{s.a} \\ &\begin{bmatrix} \gamma I & E_t \\ E_t^T & I \end{bmatrix} > 0 \end{aligned} \tag{103}$$

A solução factível do problema de otimização (103) fornece os modelos locais discretos $L_i$, i=1,…,4 e valor de V.

# 5 INSTRUMENTAÇÃO

Neste capítulo descreve-se a instrumentação desenvolvida e utilizada neste trabalho.

Foi necessária à implementação de uma plataforma de testes que contém os dispositivos necessários para gerar e aferir algumas grandezas, como estímulos elétricos controlados, deslocamento, velocidade e aceleração angular. A plataforma é composta por eletrogoniômetro, giroscópios, acelerômetros, circuitos de condicionamento de sinais, estimulador elétrico neuromuscular, com oito canais independentes, softwares para o ajuste dos parâmetros da FES e também por uma cadeira onde é inserida toda esta instrumentação. Para verificar a calibração dos sensores que compõe o sistema foram realizados alguns testes na Universidade Cruzeiro do Sul (UNICSUL), no Laboratório de Analise de Movimento (LAM).A plataforma tem sido fundamental para a realização de pesquisas relacionadas à estimulação elétrica muscular no Laboratório de Instrumentação Eletrônica e Engenharia Biomédica do Departamento de Engenharia Elétrica do Campus da UNESP de Ilha Solteira.

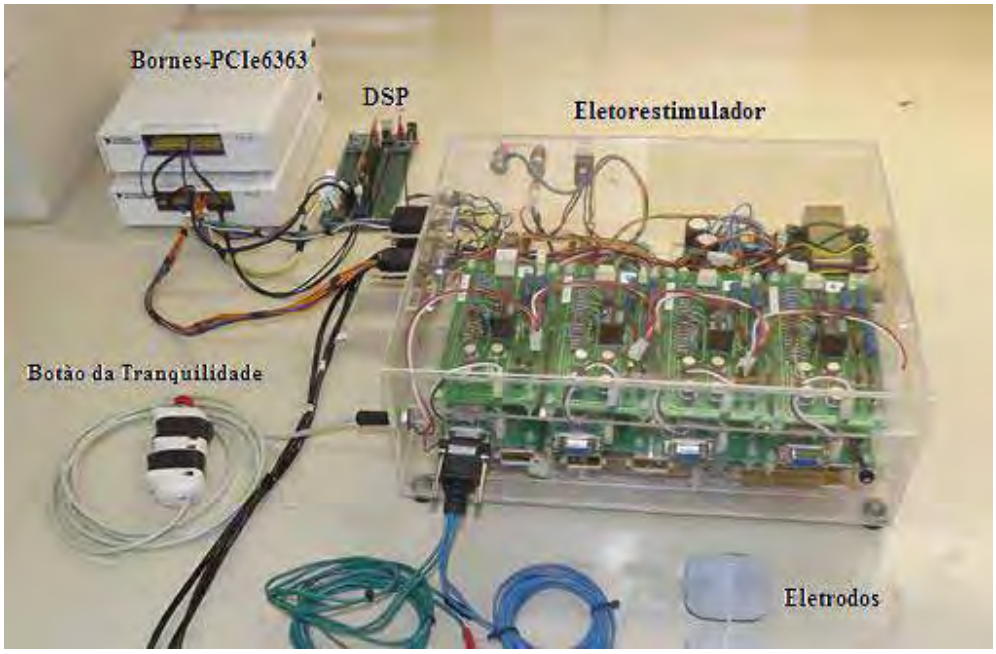
## 5.1 Eletroestimulador Neuromuscular Funcional

Foi implementado um eletroestimulador neuromuscular funcional com oito canais, forma de onda retangular, bifásica, carga balanceada e capacidade de fornecer correntes com amplitude de até 140 mA.

Utiliza-se modulação por largura de pulso (PWM), onde os parâmetros para formar o sinal de estimulação são enviados por um programa desenvolvido em LabVIEW e/ou DSP (*Digital Signal Processor*).

O eletroestimulador é composto por dois estágios, o circuito formador de onda e o de potência. Na figura 18 esta apresentada uma foto do eletroestimulador desenvolvido.

Figura 18 – Eletroestimulador desenvolvido.



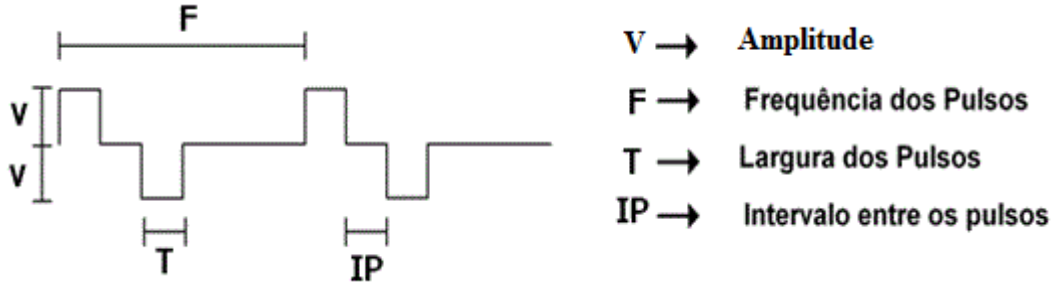

Fonte: Elaborada pelo autor.

### *5.1.1 Estágio Formador de Onda*

O estágio formador de onda é responsável por receber os parâmetros da onda que deve ser formada e gerar o sinal de eletroestimulação. Os principais parâmetros deste sinal são o tipo de onda, a frequência, a amplitude, a largura de pulso e a duração do interpulso.

Na figura 19 podem ser observados alguns dos parâmetros do sinal.

Figura 19 – Alguns parâmetros do sinal de saída.




Fonte: Modificada de Faria (2006)

"V" é definido como a amplitude do pulso, "T" a largura do pulso, "F" a frequência do sinal e "IP" como interpulso, ou seja, o intervalo entre as partes positiva e negativa.

O estágio formador de onda é constituído por dois circuitos: o lógico e o formador de onda.

## Circuito Lógico do Formador de Onda

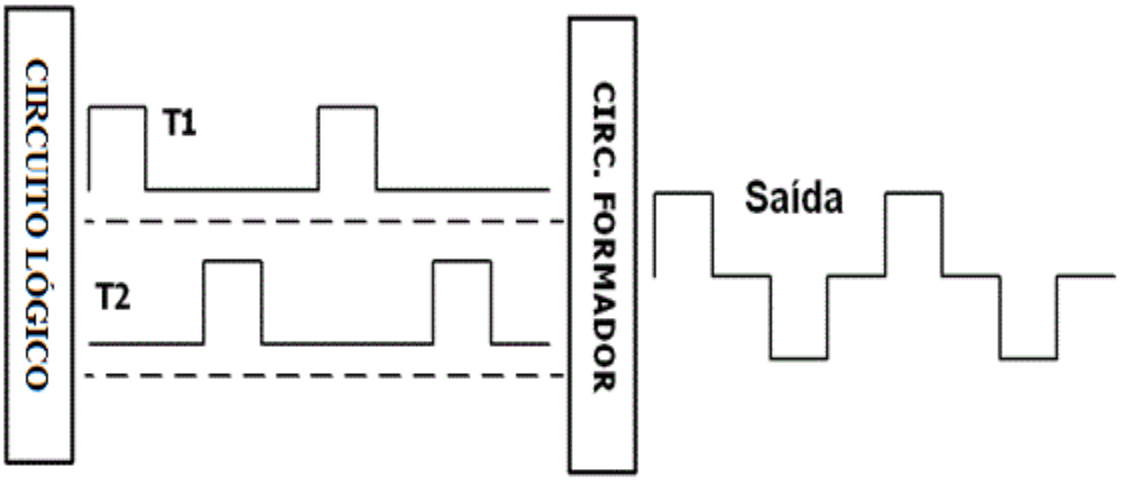
No circuito lógico são definidos os parâmetros da forma de onda a ser aplicada ao músculo. Uma característica importante é a possibilidade de se alterar os parâmetros de maneira rápida e eficaz.

O circuito lógico do formador de onda foi desenvolvido com a utilização de um DSP e uma placa de aquisição de dados DAQ-PCIE6363, que recebe as configurações do software LabVIEW.

Para gerar um sinal bifásico, fez-se necessário a utilização de um circuito formador de onda, uma vez que as tecnologias utilizadas, e da maneira utilizada, fornecem apenas sinais positivos.

Na figura 20 pode se verificar os sinais do circuito lógico e do circuito formador onda.

Figura 20 – Sinais do circuito lógico e do circuito formador de onda.




Fonte: Modificada de Faria (2006)

O circuito lógico é responsável por gerar dois sinais, T1 e T2, ilustrados na figura 5.2. Estes são aplicados na entrada do circuito formador de onda, que fornece ao sinal sua característica bifásica pretendida. A saída do circuito formador de onda é conectada na entrada do circuito de potência.

Cabe ressaltar que, por se tratar de um sinal bifásico balanceado, T2 terá os mesmos parâmetros de T1, apenas diferenciando que T1 constitui a parte positiva e T2 a parte negativa do sinal de saída.

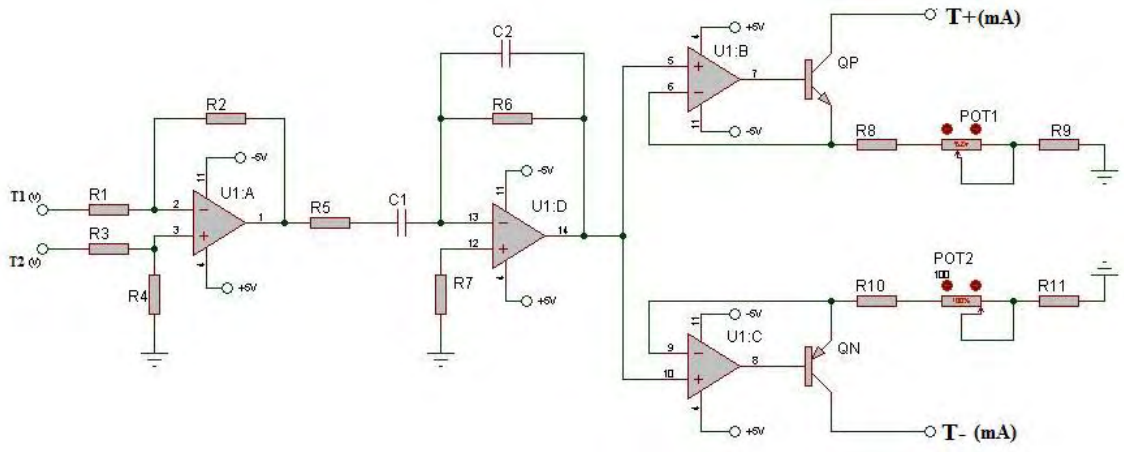
## Circuito Formador de Onda

Este circuito é derivado do eletroestimulador proposto por Han-Chag, et al. (2002), em que são consideradas as questões de isolação, realimentação e praticidade.

Cada canal do eletroestimulador possui um circuito formador de onda, constituído por um filtro passa faixa, um amplificador diferencial e dois conversores Tensão-Corrente (Conversor V-I).

O esquema do circuito formador de onda esta ilustrado na figura 21.

Figura 21 – Circuito formador de onda.




Fonte: Elaborada pelo autor.

É utilizado um amplificador diferencial para formar uma onda bifásica a partir de sinais monofásicos enviados pelo circuito lógico, LabVIEW ou DSP. Os sinais do

circuito lógico são apresentados na figura 20, na qual T+ constitui a parte positiva do sinal de saída e T- a parte negativa.

Na saída do amplificador diferencial, conectou-se um filtro passa faixa (FPF), com frequências de corte de 10Hz e 3KHz, com a finalidade de barrar a passagem de sinais DC (contínuo), permitir a passagem dos pulsos gerados pelo circuito lógico e também filtrar ruídos de alta frequência.

O sinal de saída do circuito lógico é de tensão. Como neste trabalho optou-se por estimular o músculo com sinais de corrente, houve a necessidade de converter o sinal gerado para um sinal de corrente por meio de um conversor V-I (Tensão – Corrente) com retroalimentação negativa (HAN-CHAG, et al. 2002).

Cada conversor V-I é formado por um Amp-Op (amplificador operacional), um TBJ (Transistor Bipolar de Junção), dois resistores e um potenciômetro. O conversor determina a corrente que será imposta no espelho, consequentemente a corrente imposta sobre os eletrodos de eletroestimulação. Devido à realimentação negativa existente nos amplificadores operacionais U:B e U:C, a corrente é determinada por:

$$T(mA) = T(V)/(Req) \qquad (104)$$

Na parte positiva será determinada pelo transístor QP e pelos resistores R8, R9 e Pot1, e na parte negativa por QN, R10, R11 e Pot2.

### *5.1.2 Estágio de Potência*

No estágio de potência é fornecida a corrente necessária ao sinal de saída, proveniente do formador de onda, uma vez que o LabVIEW e o DSP não tem potência suficiente para a eletroestimulação desejada, pois eles fazem a parte lógica do sistema.

É neste estágio que se define se um o eletroestimulador será por tensão ou corrente.

O uso de eletroestimulador por tensão é mais comum dentre os eletroestimuladores comerciais. Mas, devido à ocorrência de variação da resistência de acoplamento eletrodo-pele e da própria impedância do tecido, não é possível

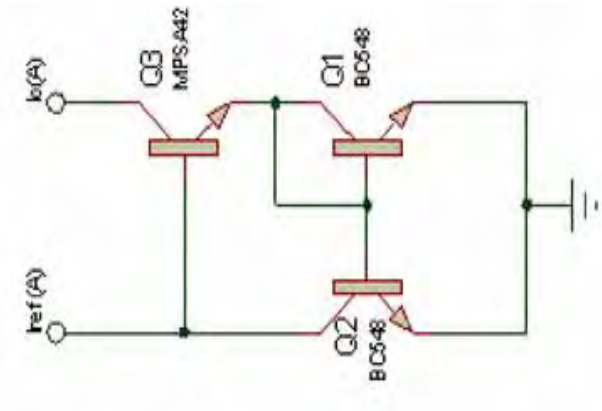
prever a quantidade de carga aplicada ao músculo, pois a tensão será fixa e a corrente vai depender da impedância.

O estimulador por corrente é mais complexo em sua confecção, mas a grande vantagem de sua utilização é a possibilidade de controlar e prever a quantidade de corrente aplicada no músculo. Mesmo que a resistência de acoplamento e a impedância do tecido sofram alterações, dentro de uma faixa tolerável, a corrente não se altera.

Por necessitar de um eletroestimulador controlado e com realimentação, optou-se por corrente, uma vez que é imprescindível acurácia na carga aplicada.

Para desenvolver o estágio de potência utilizou-se o espelho de corrente de Wilson. O espelho de Wilson é formado por três transistores. Sua função é muito conhecida na literatura (BOYLESTAD, 2004; SEDRA, 2000). Na figura 22 está ilustrado um espelho de corrente de Wilson.

Figura 22 – Espelho de corrente de Wilson.

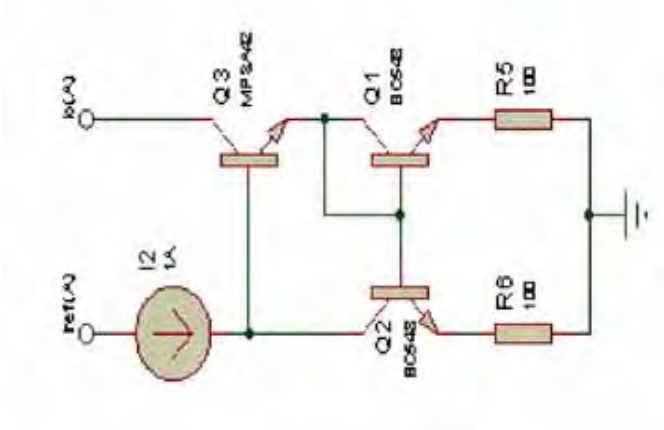



Fonte: Elaborada pelo autor.

A corrente Iref imposta no ramo de Q2 é refletida no outro ramo do espelho, ou seja, em Q1 e Q3, desde que dentro dos limites do circuito.

Dependendo dos níveis de tensões e correntes necessários para suprir uma carga, o uso de transistores casados se torna mais difícil. Uma forma de reduzir o descasamento entre Q1 e Q2, fazendo com que as suas correntes de emissores sejam próximas, é adicionar uma resistência em cada braço do espelho, conforme ilustrado na figura 5.5.

Figura 23 – Espelho de corrente de Wilson com inserção de resistências.



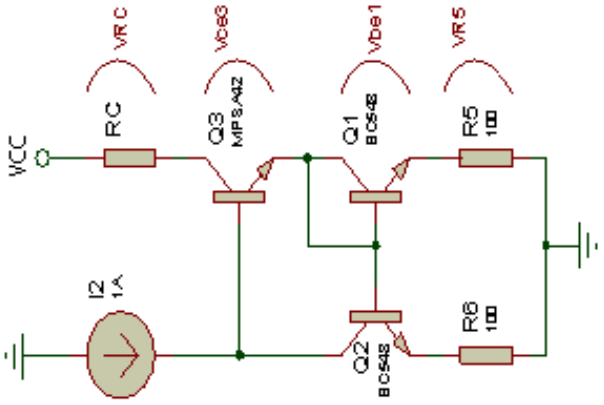

Fonte: Elaborada pelo autor.

O resistor R5 está em série com 1/*gm1,* resistência interna do transistor. Se R5 >> 1/*gm1*, os efeitos de β sobre o espelho serão minimizados, pois a resistência equivalente de R5+ 1/*gm1* será aproximadamente igual a R5. A mesma análise pode ser feita para o segundo braço do espelho, ou seja, para R6 e 1/*gm2.*

Escolhendo R5 e R6 de forma adequada os efeitos do descasamento entre Q1 e Q2 são minimizados.

Na figura 24 está representado o espelho de corrente de Wilson com uma carga RC.

Figura 24 – Espelho de corrente de Wilson com uma carga RC.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Da figura 24, tem-se que:

$$V_{CC} = V_{RC}+Vce3+Vbe1+VR5 \qquad (105)$$

Considerando a operação do espelho na região em que $I_0$ é constante, Vbe1 e VR5 são praticamente inalteráveis; Supondo que $R_C$ aumente, $V_{RC}$ também incrementará. Sendo $V_{CC}$ fixo, Vce3 reduz para compensar a alteração de $V_{RC}$, como pode ser verificado na equação (105).

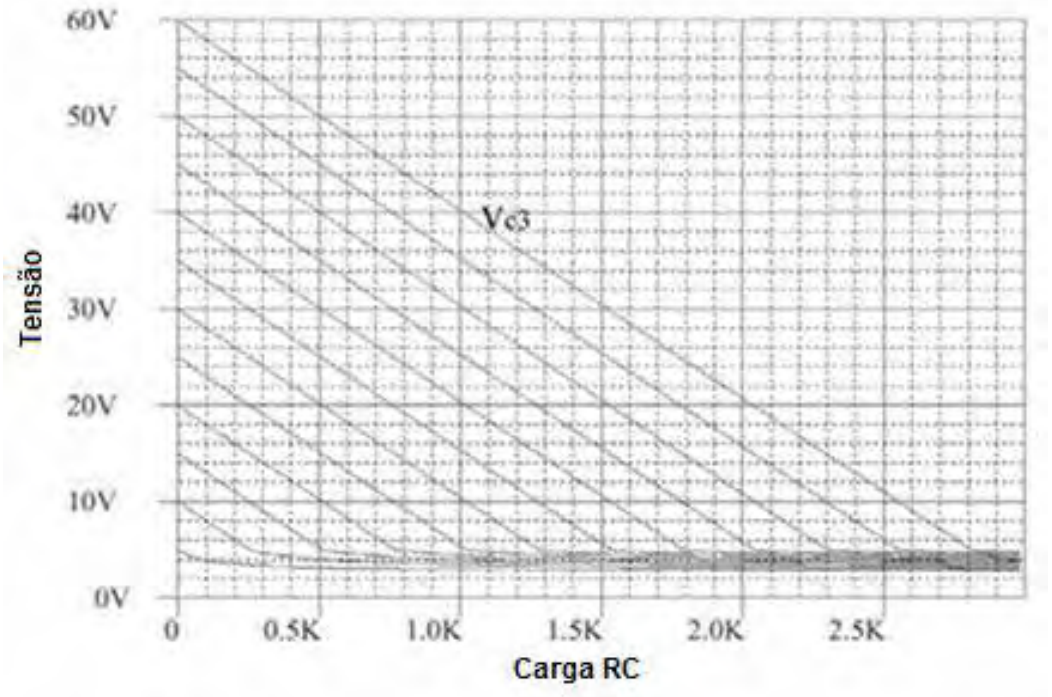
O transistor $Q_3$ permanece na região ativa enquanto a tensão Vc3 for maior que a tensão Vb3, ou seja, enquanto prevalecer esta relação o circuito funcionará como um espelho de corrente.

O limite de carga do espelho de corrente de Wilson é proporcional à tensão de alimentação $V_{CC}$.

Na figura 25 estão representadas algumas curvas de Vc3 para uma determinada corrente e diferentes tensões de alimentação em função da variação da carga $R_C$, que mostram a proporcionalidade entre as duas grandezas.

Como se pode verificar a formação do joelho (limite do espelho) ocorre quando Vc3 está próximo à Vb3.

Figura 25 – Curvas de Vc3 para diferentes tensões de alimentação e de RC.




Fonte: Modificada de Faria, 2006.

### *5.1.3 Circuito Completo de Eletroestimulação*

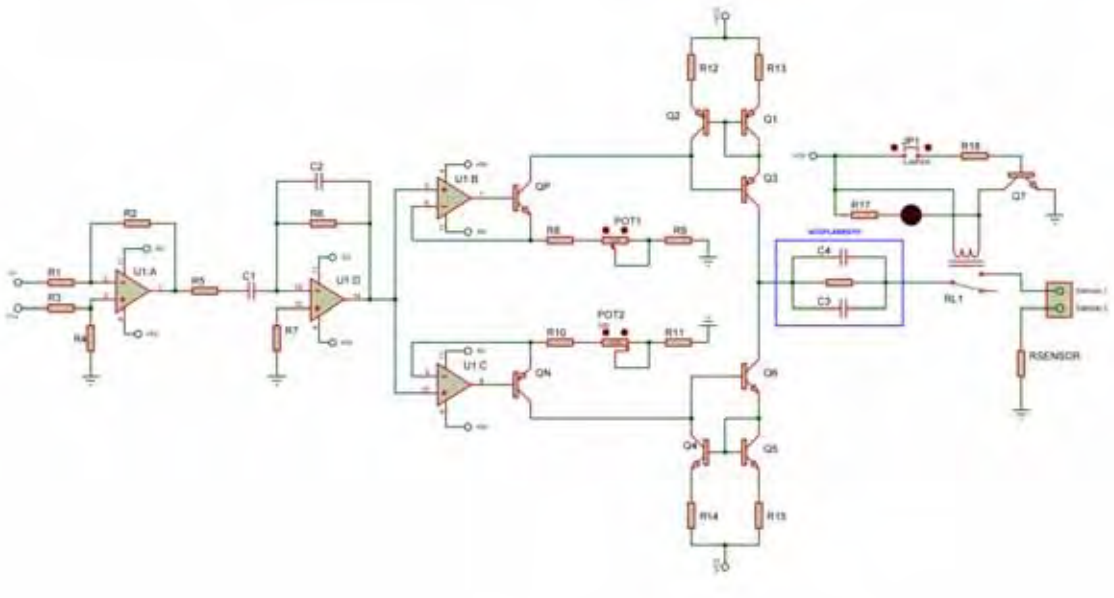
Para projetar adequadamente o eletroestimulador, primeiramente fez-se necessário estipular uma corrente $I_0$ de eletroestimulação e também $R_C$, a impedância da carga a ser estimulada, ou seja, músculo mais eletrodo-pele.

A corrente $I_0$ projetada foi de até 140mA para uma carga que poderá variar até a 1,3KΩ.

A variação da impedância pode ocorrer devido alguns fatores, dentre eles o acoplamento eletrodo-pele e a do tecido. Essa variação pode ser diferente para cada pessoa ou também pode ocorrer em uma mesma pessoa ter uma determinada impedância início dos testes e após algumas eletroestimulações ter alterado esta impedância.

Está ilustrado na figura 26 o circuito esquemático de cada canal do eletroestimulador, formado pelo circuito formador de onda e pelo estágio de potência formado pelos espelhos de corrente.

Figura 26 – Esquemático do circuito de cada canal do eletroestimulador.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Como já abordado neste capítulo, para gerar correntes maiores que 140mA para cargas de até 1,3K e manter o circuito atuando como espelho de corrente, se faz necessário uma alimentação de tensão Vcc relativamente alta para polarizar o circuito.

Tão logo, para assegurar o bloqueio de tensão reversa aplicada sobre o TBJ e também dispor de uma grande faixa ativa em Vbe, foi utilizado em Q3, QN, Q6 e QP, transistores cuja tensão reversa máxima é superior a 300V e corrente de coletor de 500mA.

Na figura 27 pode-se observar uma foto do circuito de um canal do eletroestimulador.

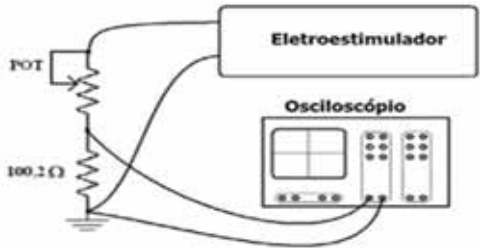
Figura 27 – Foto do circuito de um canal do eletroestimulador.

Fonte: Elaborada pelo autor.

## Caracterização do Circuito Desenvolvido

Com o objetivo de observar o comportamento da corrente de saída dos espelhos, em função da carga e frequência, conectou-se um resistor e um potenciômetro como carga e monitorou-se a corrente de saída com um osciloscópio digital Tektronix modelo TDS 2014, conforme ilustrado na figura 28.

Figura 28 – Arranjo para medir a corrente no circuito.



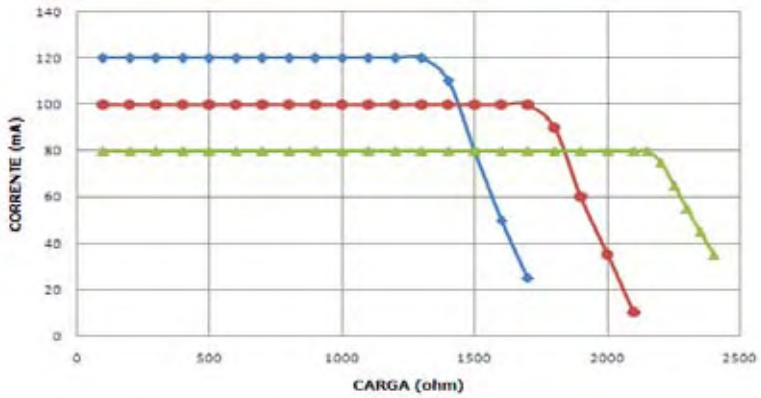

Fonte: Modificada de Silva (2007)

Como se pode observar, o valor da corrente foi determinado de forma indireta, medindo-se o valor de tensão sobre uma resistência de 100,2 Ω.

Para verificar a corrente em função da carga, foram ajustadas diferentes amplitudes, mantendo-se a corrente fixa, variando-se apenas a resistência.

Na figura 29 está ilustrado um gráfico relacionando a corrente em função da carga.

Figura 29 – Corrente de saída em função da carga.




Fonte: Junqueira, 2011.

Por meio do gráfico verifica-se que o estágio de saída fornece uma faixa de corrente constante para determinados valores de carga.

Com a utilização de um gerador de sinais Minipa, modelo MFG4210, aplicou-se um sinal, cuja frequência foi variada, para assim determinar a faixa de frequência que pode operar o estágio de potência sem distorção da saída em relação ao sinal de entrada.

Verificou-se que o circuito opera até 160 kHz, sem apresentar distorções para as formas de onda senoidal e triangular, já para a forma de onda quadrada já apresenta pequenas distorções a partir de 25 kHz.

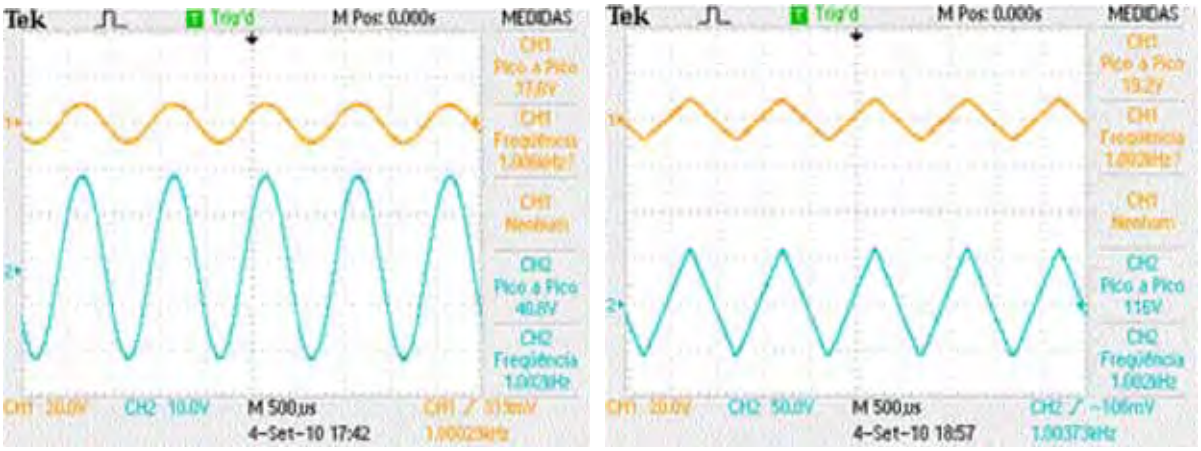
Na figura 30 está representado o sinal de saída em função da frequência.

Figura 30 – Sinal de saída em função da frequência.

Fonte: Junqueira (2011)

Na figura 31 esta demonstrada duas formas de onda, senoidal e triangular, com frequências até 160kHz.

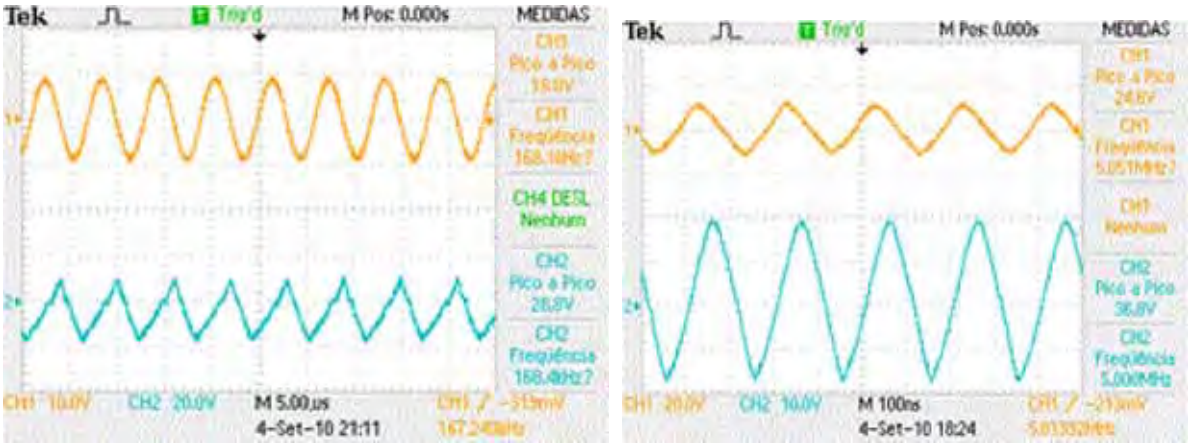
Figura 31 – Sinal senoidal e triangular com frequência até 160KHz.




Fonte: Junqueira, 2011.

Na figura 32 esta demonstrada duas formas de onda, senoidal e triangular, com frequências acima de 160kHz.

Figura 32 – Sinal senoidal e triangular com frequência acima de 160KHz.




Fonte: Junqueira, 2011.

Como se pode observar, acima de 160kHz o sinal reproduzido começou a distorcer, perdendo suas características.

### *5.1.4 Circuito de Monitoramento do Sinal de Eletroestimulação*

Com o intuito de monitorar as tensões de alimentação do sistema e a amplitude da corrente que está sendo gerada e entregue ao paciente, projetou-se

um circuito com a finalidade de interromper toda a alimentação do canal de eletroestimulação quando faltar, ou diminuir muito o nível, de alguma das tensões de alimentação ou quando a corrente de eletroestimulação ultrapassar um limite pré-definido.

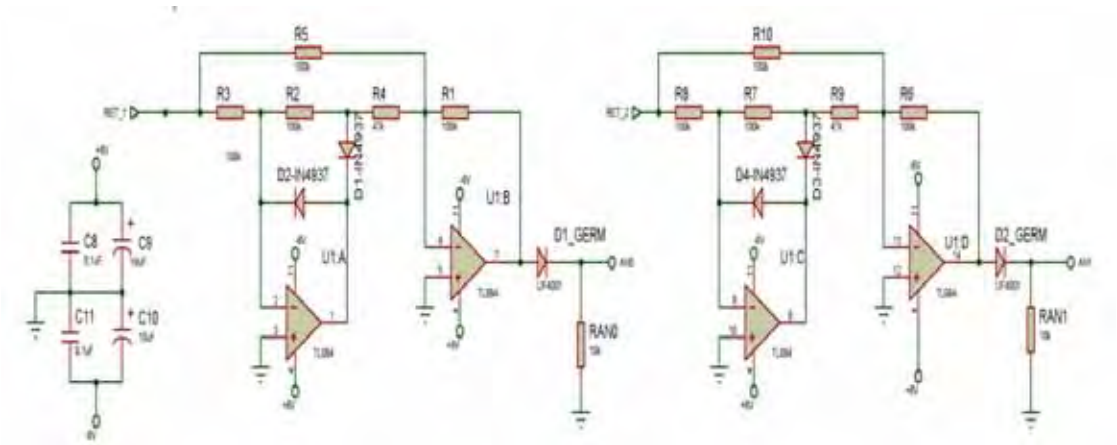
O circuito é constituído por três partes:

- Amostragem e condicionamento do sinal gerado
- Lógico e monitoramento
- Regulador e Atuador

O circuito de amostragem e condicionamento é composto por retificadores de precisão. Com os retificadores permite-se que as amostras sejam apenas positivas, desta forma não danificando o microcontrolador utilizado.

Devido o nível do sinal a ser amostrado ter uma pequena amplitude, optou-se por utilizar diodo de germânio ao invés de silício. Pode-se observar na figura 33 o circuito com os retificadores.

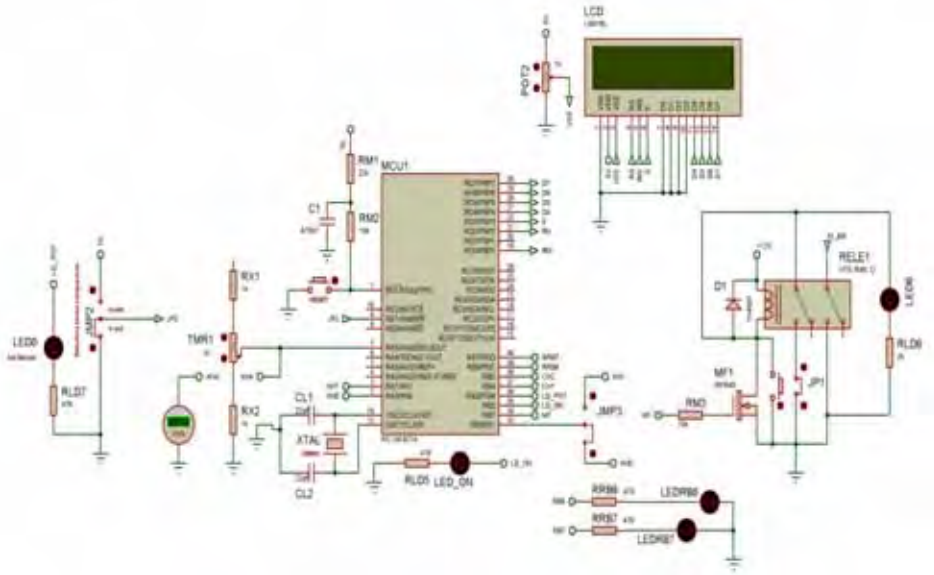
Figura 33 – Retificador de Precisão




Fonte: Junqueira (2011)

O circuito Lógico e monitoramento é composto por um microcontrolador, um *display* de LCD e por um relé, como se pode observar no esquema do circuito mostrado na figura 34.

Figura 34 – Circuito de Monitoramento.



Fonte: Junqueira (2011)

O microcontrolador recebe amostras do sinal de corrente gerado e faz uma comparação interna, caso esse nível extrapole o valor previamente ajustado, o mesmo atua, abrindo os relés e cessando a aplicação dos estímulos.

O canal que apresentou uma corrente maior que a estipulada é demonstrado no display.

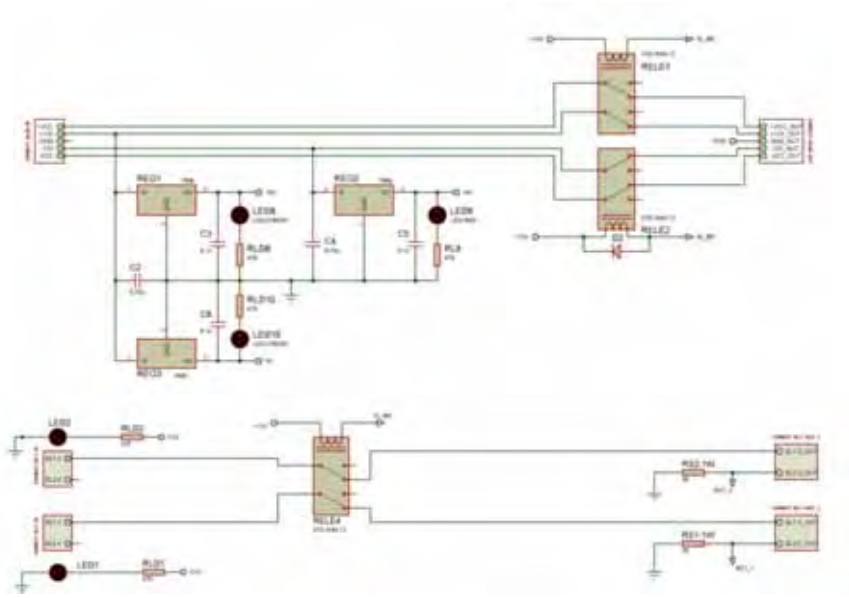
Devido ao sistema de intertravamento, formado pelo relé 1, o circuito ficará aberto até que o jumper (JMP3) seja retirado e o botão (RESET) seja acionado. Caso o nível de corrente continue maior que o determinado, os réles tornam a abrir.

O nível de corrente para atuação do relé pode ser determinado de duas formas: na programação via software, ou manualmente por meio do potenciômetro (TMR1). O jumper (JPM1) determina qual das duas alternativas será utilizada.

O circuito regulador e atuador tem a função alimentar todo o sistema de monitoramento e isolar fisicamente a alimentação do estágio de potência e os eletrodos, caso o sinal aplicado esteja em desacordo com o previamente definido.

Este circuito é composto basicamente por reguladores de tensão e relés, como se pode observar na figura 35.

Figura 35 – Circuito regulador e atuador

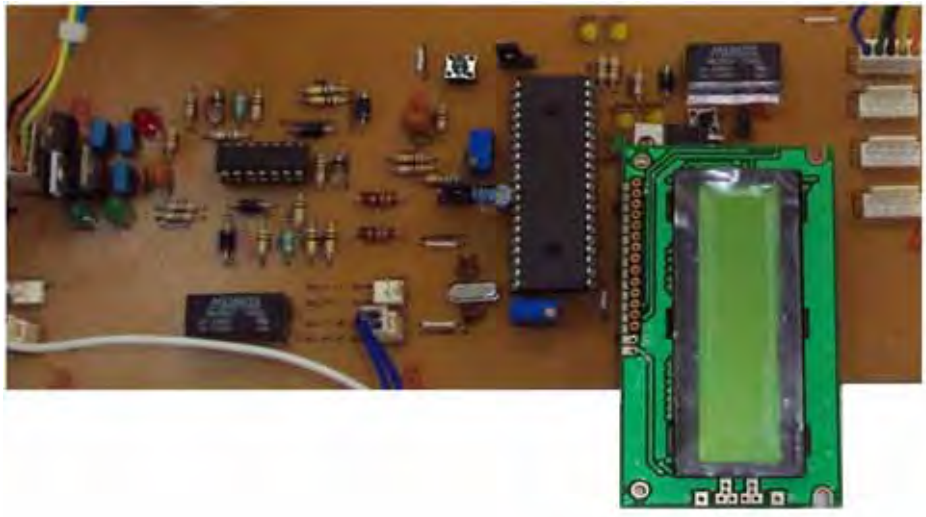


Fonte: Junqueira (2011)

Os reguladores de tensão garantem uma alimentação estabilizada e separada dos outros circuitos. Desta forma, independente do que ocorrer em outras partes do circuito, não se afetará o monitoramento e a atuação dos relés. Os relés 2 e 3 desacoplam alimentação do canal de eletroestimulação e o relé 4 desacopla os eletrodos.

Pode-se observar a placa do circuito de monitoramento e proteção na figura 36.

Figura 36 – Placa do circuito de monitoramento



Fonte: Junqueira (2011)

### 5.1.5 Testes com o Eletroestimulador Implementado e com um Comercial

Para verificar o funcionamento do eletroestimulador implementado, foram realizados diversos testes e comparados com um eletroestimulador comercial.

O equipamento desenvolvido possui oito canais, que aplicam a eletroestimulação por corrente, permite o ajuste de sua intensidade para até 140mA, duração do pulso (T) de 0 a 500µs e frequência (F) de 30Hz a 300Hz.

O eletroestimulador comercial utilizado foi o Neurodyn II, da empresa IBRAMED, que atende às normas técnicas para construção de aparelhos médicos (NBR IEC 60601-1 NBR IEC 60601-1-2 e NBR IEC 60601-2-10). Na figura 37 é apresentada uma foto do equipamento comercial, adquirido com recursos da reserva técnica, da bolsa de doutorado do CNPq, vigência 2005-2209, do bolsista Ruberlei Gaino.

Figura 37 – Eletroestimulador comercial, modelo Neurodyn II.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Trata-se de um estimulador neuromuscular transcutâneo, com quatro canais, que geram sinais tipo TENS (*Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*) e FES (*Funcional Electrical Stimulation*).

Este aparelho comercial possui quatro saídas, eletroestimulação por tensão, permite o ajuste de intensidade de corrente (I) para até 120mA, para uma carga de

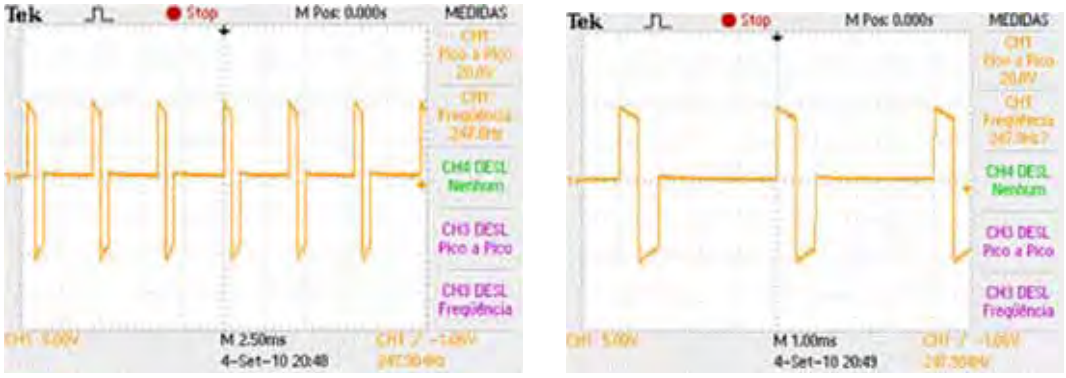
1KΩ, duração do pulso (T) de 50µs a 500µs e frequência de repetição dos pulsos (R), também chamado de (F), de 0,5Hz a 250Hz.

Para analisar o funcionamento do eletroestimulador desenvolvido, se aplicou os mesmos parâmetros nos dois aparelhos e verificou-se a saída em uma carga de 1KΩ. Os parâmetros foram:

- T (Período) = 500µs
- F (Freqüência) = 250Hz
- I (Corrente) = 40mApp

Na figura 38- pode-se verificar sinais de eletroestimulação utilizando o eletroestimulador comercial Neurodyn II.

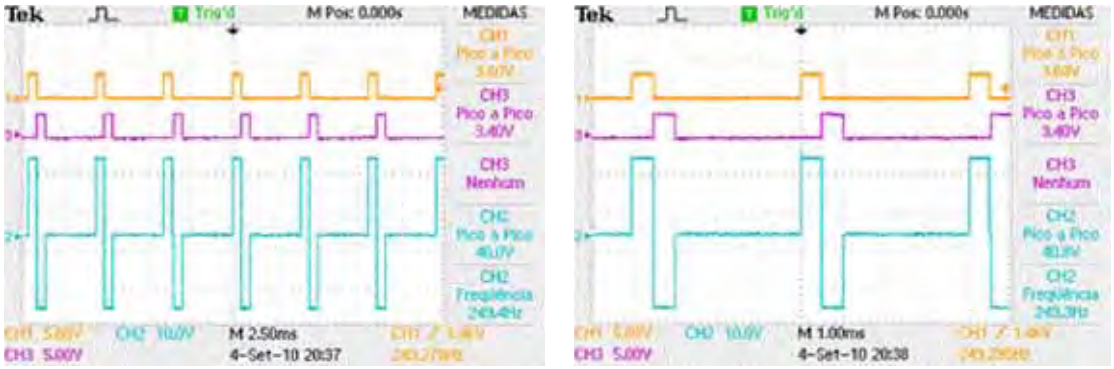
Figura 38 – Sinais utilizando o eletroestimulador comercial Neurodyn II.




Fonte: Junqueira (2011)

Na figura 39, pode-se verificar sinais de eletroestimulação utilizando o eletroestimulador implementado.

Figura 39 – Sinais utilizando o eletroestimulador desenvolvido.




Fonte: Junqueira (2011)

Como esperado, foi gerado um sinal retangular, bifásico, equilibrado, com período de 500µs, frequência de 250Hz e amplitude de 40mApp, como foi previamente definido.

Devido à utilização de estimulação por corrente, mesmo com a variação da resistência da carga, a corrente imposta não se alterou.

## 5.2 DSP (Processador Digital de Sinal) Utilizado

Neste trabalho, foi utilizado um DSP para formar os sinais de eletroestimulação, ou seja, como o circuito lógico do sistema, e atuando em malha aberta e também em malha fechada como controlador.

Tem crescido a demanda por sistemas portáteis, de fácil manuseio e que tenham uma interface simples com o usuário. O Processador Digital de Sinais (DSP - Digital Signal Processor) procura unir todos esses preceitos, constituindo-se atualmente uma ferramenta de trabalho muito útil em projetos de eletrônica e controle. Com suas mais diversas possibilidades de uso, nas mais abrangentes áreas, os DSPs são muito versáteis, podendo se enquadrar em nos mais diversos tipos de projetos, segundo Nunes e Albuquerque (2006).

O DSP surgiu com o propósito de se criar um microprocessador com uma arquitetura desenvolvida para operações que requeressem um processamento digital de sinais. Hoje em dia tem-se um produto que engloba, em um único chip, tecnologia suficiente para realizar vastamente processamento e análise de dados e sinais (NUNES ; ALBUQUERQUE, 2006), incluindo o projeto de sistemas com controle embarcado.

Após uma pesquisa cuidadosa a respeito de DSPs disponíveis no mercado, optou-se pelo DSP F28335 Delfino, da Família C2000 da Texas Instruments. Ele foi o escolhido baseado nas suas especificações técnicas e no seu modo de manuseio. Ele é vendido em um pente, que pode ser encaixado em uma estação de trabalho. Caso haja necessidade, ele pode ser substituído facilmente, sem a necessidade de desmontar ou substituir o sistema (KOZAN, 2012).

A estação de trabalho escolhida foi o *Experimenter´s Kit USB DockingStation*, que pode ser vista na figura 40.

Figura 40 – Estação de trabalho Experimenter Kit USB DockingStation.

Fonte: Kozan (2012)

Em parceria com o grupo de pesquisas da UEL, Prof. Dr. Ruberlei Gaino e Prof. Dr. Newton da Silva, foram iniciados os estudos com DSP, para adquirida a base necessária, que auxiliou na implementação dos sistemas em malha fechada.

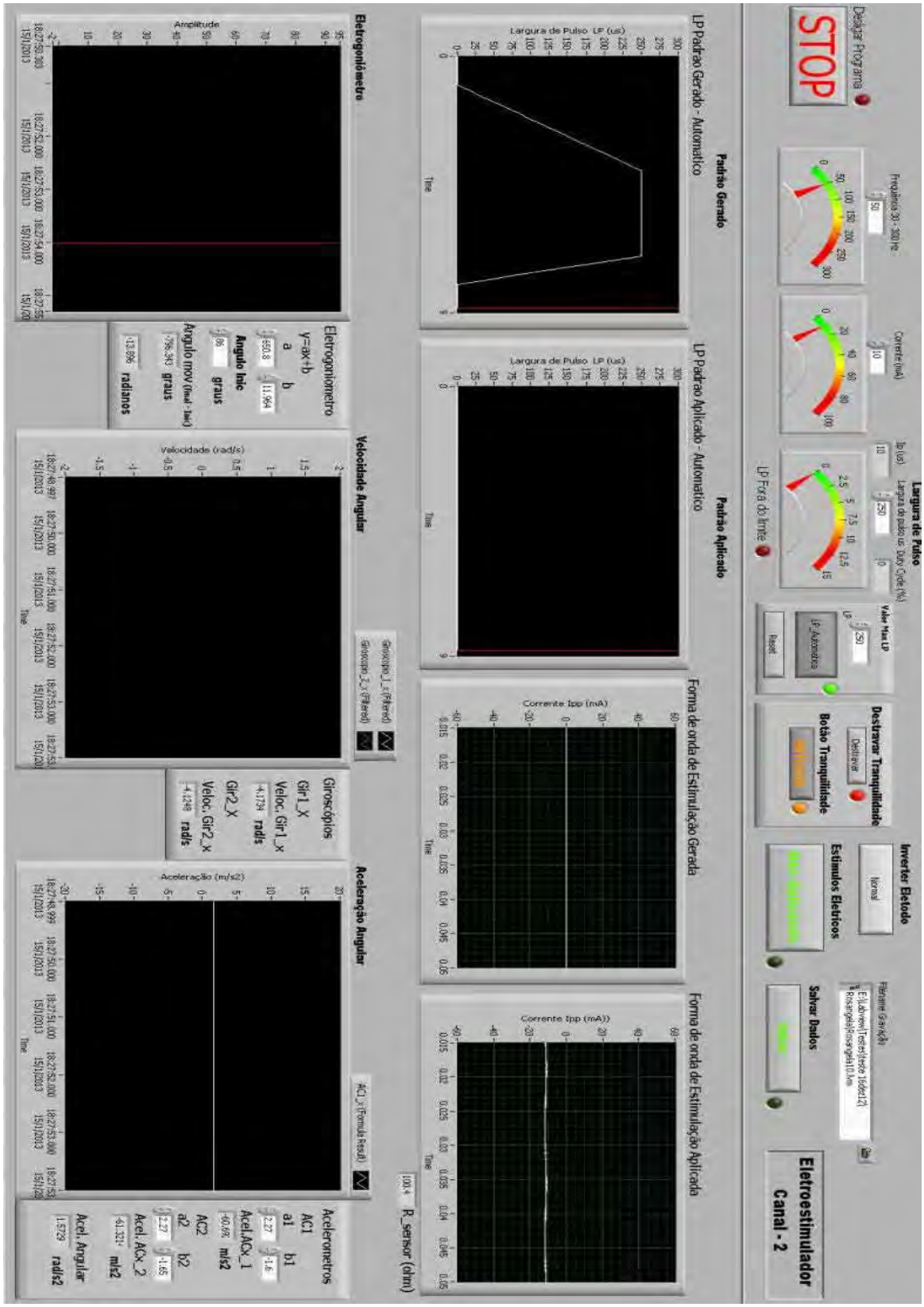
## 5.3 LabVIEW

Utilizou-se o programa LabVIEW, versão 2011, por possibilitar ajustar facilmente os parâmetros de eletroestimulação, a integração com outras tecnologias, realizar a aquisição de sinais de diversos sensores, processá-los e também armazená-los.

Foi utilizada também a placa de aquisição de dados PCIe6363 da *National Instruments*, que permitem um tipo de programação em blocos de fácil manipulação, possui blocos para todos os requisitos exigidos, desde aquisição e processamento de sinais até blocos para alguns tipos de controladores (KOZAN, 2012).

Na figura 41 está ilustrado a interface criada com o LabVIEW que permite a integração de todos os dispositivos da plataforma de testes.

Figura 41 – Interface criada com o software LabVIEW.




Fonte: Elaborada pelo autor.

O programa desenvolvido é capaz de ajustar os parâmetros de eletroestimulação. Esse ajuste pode ser realizado de forma manual, ou automática. A seleção do modo de estimulação é feita por meio do botão LP Manual/LP Automático.

No modo manual o usuário insere os parâmetros desejados, como frequência, amplitude, duração do pulso, dentre outros. Estes parâmetros podem ser ajustados antes e/ou durante a aplicação dos estímulos.

No modo automático pré-define-se uma forma de onda e o próprio sistema encarrega-se da aplicação. Para aplicar novamente o estimulo deve-se pressionar o botão Reset.

A inserção dos parâmetros é definida por meio de controles numéricos existentes na parte superior da tela. A frequência de estimulação pode ser ajustadas de 30Hz à 300Hz, a amplitude de 0 a 140mA (pico à pico) e a largura do pulso de 0 a 250μs, que representa quanto tempo cada ciclo da forma de onda estará estimulando, ou seja, ciclo positivo e ciclo negativo. Entretanto essas faixas de trabalho podem ser aumentadas caso necessário.

Foram fixados limites nos controles e na largura de pulso. Foi inserido também um componente de saturação para que nunca se ultrapasse uma porcentagem máxima de 25% de tempo de estimulação, ou seja, no mínimo em 75% do tempo não será aplicada estimulação. Caso o usuário tente inserir um valor acima deste limite o programa limita a largura de pulso e um indicador aparece alertando o usuário.

Existe um botão denominado “Normal/Invertido” que, se posicionado na posição "Normal" a forma de onda se inicia com o ciclo positivo, e quando posicionado "Invertido" a forma de onda se inicia com o ciclo negativo (KOZAN, 2012).

Depois de ajustado os parâmetros o usuário pode verificar na tela como será o padrão do estimulo a ser aplicado e então, via software, determinar o momento de aplicar ou interromper o estimulo por meio do botão “Aplicando/Não Aplicando”. Este botão não interrompe a aquisição, apenas a aplicação da eletroestimulação.

Foi inserido no sistema um interruptor físico, denominado "Botão da Tranquilidade", cuja foto pode ser vista na figura 42.

Figura 42 – Botão da Tranquilidade.

Fonte: Kozan (2012)

Esse botão fica na mão do voluntário que está sendo submetido ao teste. Caso sinta algum desconforto, ou queira interromper o estímulo, por qualquer outro motivo, basta pressionar o interruptor, que o estímulo cessa imediatamente. Um indicador aparece para o usuário avisando que o Botão da Tranquilidade foi acionado.

Além dos ajustes dos parâmetros de estimulação, também é possível, por meio de gráficos e indicadores, monitorar em tempo real a forma de onda de estimulação aplicada, o deslocamento, a velocidade e a aceleração angular durante o experimento (KOZAN, 2012).

O programa permite salvar e armazenar os dados de cada teste, sempre que se faça necessário.

Assim sendo, com a elaboração dessa interface, o usuário tem controle sobre o experimento, podendo intervir da forma que achar necessária e monitorar todas as grandezas que estão sendo verificadas.

Essa interface traz boas perspectivas de trabalho, podendo ser útil para diversas pesquisas nas áreas de FES e estudos da biomecânica, pois foram utilizadas apenas 7 entradas analógicas de um total de 32.

Sendo assim, o sistema ainda é capaz de receber novos dispositivos, caso se faça necessário, como por exemplo, sinais de Eletromiografia - EMG e Mecanomiografia - MMG (KOZAN, 2012).

Além disso, o software LabVIEW possui diversos blocos prontos, como: Aquisição de Imagem, Animação de Imagens, Redes Neurais Artificiais, controladores *Fuzzy* e Identificação de Sistemas on-line. Esses blocos podem ser inseridos futuramente para aprimorar ainda mais a plataforma de testes (KOZAN, 2012).

## 5.4 Eletrodos

Foram utilizados eletrodos com superfície de gel, desta forma o mesmo tem mais aderência e dispensa à utilização de gel condutor a base de água. Na figura 43 mostra-se uma foto de um par de eletrodos marca “Valutrode”.

Figura 43 – Eletrodos com superfície de gel 5x5 cm.

Fonte: http://www.lojahospinet.com.br/eletrodo-auto-adesivo-para-eletroestimulacao-tens-e-fes

O tamanho do eletrodo muito é importante na eletroestimulação (THORSEN, 1997), pois a densidade de corrente aplicada é inversamente proporcional à área de contato. Quanto maior a área do eletrodo, menor será a densidade de corrente e, consequentemente, serão minimizadas irritações na região onde os eletrodos são posicionados.

## 5.5 Goniometria

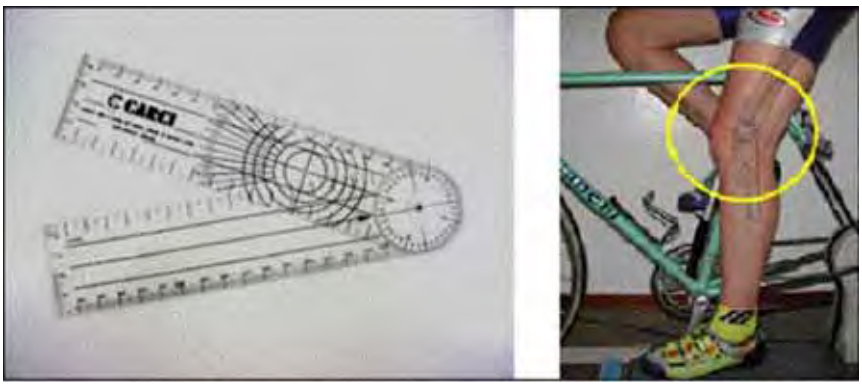
O termo provém da junção das palavras gregas “gônio”, que significa ângulo, e “metria,” que significa medida (SILVA, 2007).

A Goniometria teve seu início na década de 1920 (JOHNSTON, 2003). É a técnica de medição de ângulos, sendo muito utilizada na prática de fisioterapia para quantificar a limitação dos ângulos articulares, decidir a intervenção mais adequada e, ainda, documentar a eficácia da intervenção (LADOUCEUR, 2000).

A amplitude angular de movimento que uma determinada articulação consegue realizar constitui uma função morfológica, não só da articulação, mas também da cápsula e dos ligamentos, assim como dos músculos ou tendões que atravessem essa mesma articulação.

O goniômetro, ou artrômetro, é um instrumento que pode possuir diversos tamanhos e formas. Ele possibilita obter informações específicas sobre o movimento articular, e pode ser aplicado em quase todas as articulações. Assemelha-se a um transferidor, com dois braços longos, sendo um considerado braço fixo e outro o braço móvel, como pode ser visualizado na figura 44.

Figura 44 – Goniômetro universal e uma aplicação em um ciclista.



Fonte: Silva (2007)

### *5.5.1 Eletrogoniômetro*

Devido à necessidade de se medir o deslocamento angular de forma automática, durante a aplicação de estímulos, utilizou-se um eletrogoniômetro resistivo, modelo NIP 01517.0001, da Lynx. Na figura 45 mostra-se uma foto do eletrogoniômetro.

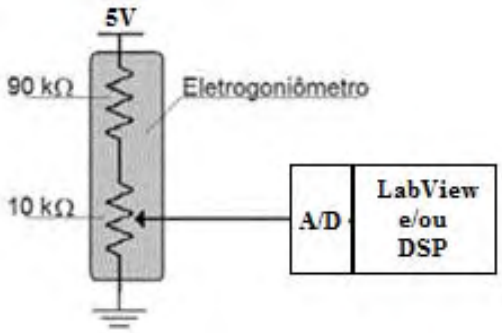
Figura 45 – Eletrogoniômetro resistivo utilizado.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Um eletrogoniômetro é muito semelhante ao goniômetro, porém produz um sinal elétrico proporcional ao ângulo entre suas hastes, de forma que possa ser captado por um sistema de aquisição de dados (SILVA, 2007). Internamente trata-se de um divisor de tensão com uma resistência fixa e outra variável.

A figura 46 apresenta o esquema interno do eletrogoniômetro.

Figura 46 – Circuito interno do eletrogoniômetro.

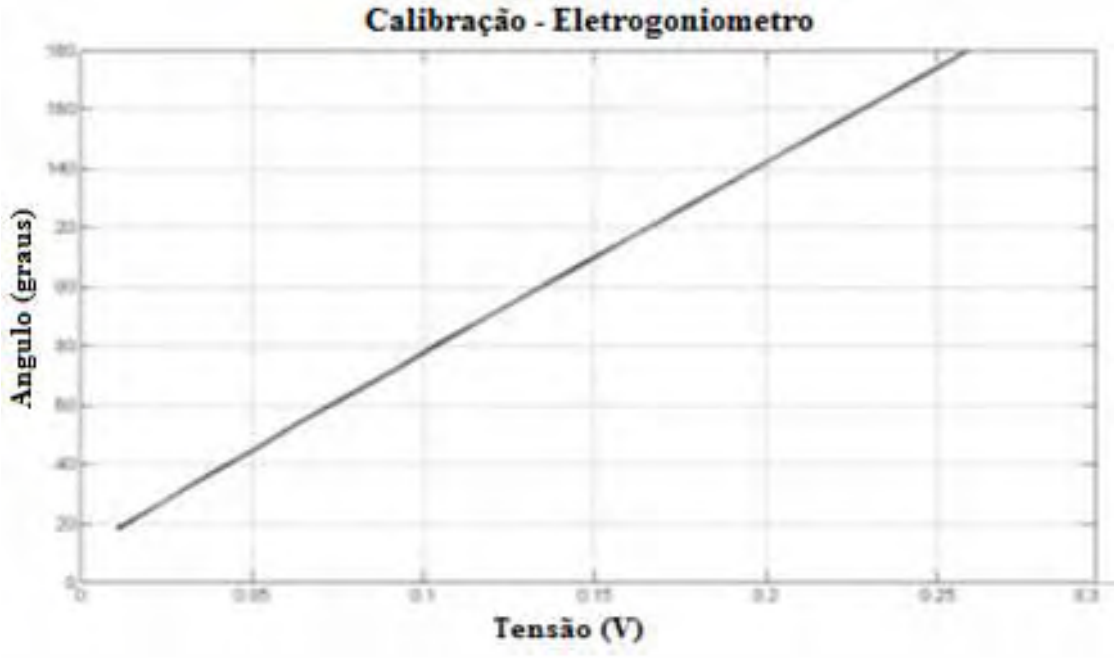



Fonte: Elaborada pelo autor.

A calibração do eletrogoniômetro foi realizada fixando uma haste em uma base fixa e a outra no eixo de um motor de passo. Cada passo do motor em questão varia 0.9º, desta forma obteve-se a variação de tensão correspondente a cada ângulo iniciando em 20°e finalizando em 180° aproximadamente.

Por uma grande faixa a variação da resistência ocorre linearmente, conforme varia-se o ângulo entre as hastes externas do eletrogoniômetro, como pode ser visualizado no gráfico da figura 47.

Figura 47 – Gráfico da tensão produzida pelo eletrogoniômetro em função do ângulo.




Fonte: Kozan (2012)

Foi possível encontrar a função que relaciona a variação de tensão do eletrogoniômetro com a variação angular realizada pelo deslocamento da haste.

Para variar a haste de maneira precisa, foi utilizado um sistema formado por um motor de passo, projeto este desenvolvido pelo aluno de iniciação cientifica, Leonardo Mangiapelo.

## 5.6 Giroscópios

A velocidade angular foi monitorada por meio do uso de giroscópios modelo LPR510AL, da *ST Microelectronics*.

Esse modelo, de acordo com o fabricante, possui uma tensão de saída igual a 1,23V quando a velocidade é nula e tem uma sensibilidade de 2,5mV/º/s, ou seja, a cada variação de velocidade de 1º/s, a tensão de saída varia 2,5mV.

O giroscópio adquirido vem em uma placa de circuito impresso que possui filtros e regulador de tensão. O conjunto pode ser observado na figura 48, ilustração esta modificada de Franken (1993).

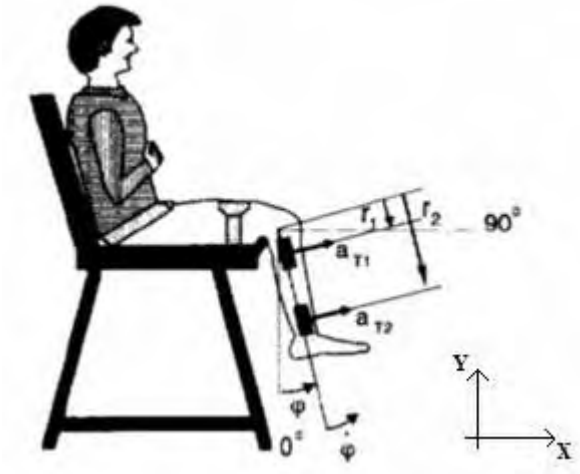
Figura 48 – Conjunto com o giroscópio modelo LPR510AL.

Fonte: Shop (2012)

## 5.7. Acelerômetros

Para o monitoramento da aceleração angular foram utilizados dois acelerômetros, posicionados conforme ilustrado na figura 49.

Figura 49 – Ilustração do posicionamento dos acelerômetros.




Fonte: Modificada de Franken (1993)

Os acelerômetros foram posicionados de forma a monitorar a aceleração no sentido do eixo X. Desta forma a cada instante, com a variação angular do movimento, estarão medindo a aceleração tangencial ao movimento que ao ser dividida pelo raio, ou seja, a distância entre o eixo de rotação e o local onde o acelerômetro está posicionado, obtêm-se a aceleração angular do movimento (FRANKEN, 1993).

O uso de dois acelerômetros se justifica devido ao fato que o acelerômetro, mesmo parado, mede a aceleração gravitacional sobre os seus eixos. Utilizando-se

dois acelerômetros, pode-se subtrair o valor da aceleração tangencial um do outro, eliminando assim a componente estática indesejada, e evidenciando apenas a aceleração dinâmica relativa ao movimento que está sendo executado, de acordo com a demonstração apresentada nas equações (106), (107) e (108).

$$\alpha_{t1} = g * sen(\theta) + \alpha * r_1 \quad (106)$$

$$\alpha_{t2} = g * sen(\theta) + \alpha * r_2 \quad (107)$$

$$\alpha = \frac{(\alpha_{t1} - \alpha_{t2})}{(r_1 - r_2)} \quad (108)$$

Sendo $\alpha_{t1}$ a aceleração tangencial ao movimento em relação ao acelerômetro 1, $\alpha_{t2}$ a aceleração tangencial ao movimento em relação ao acelerômetro 2, $\theta$ o deslocamento angular, $r_1$ o raio do acelerômetro 1, $r_2$ o raio do acelerômetro 2 e $\alpha$ a aceleração angular durante o movimento.

Os acelerômetros utilizados foram o modelo MMA7341L da *Freescale*, instalados sobre uma placa de circuito impresso que possui filtros e um regulador de tensão. O conjunto pode ser observado na figura 50.

Figura 50 – Conjunto com o acelerômetro modelo MMA7341L.

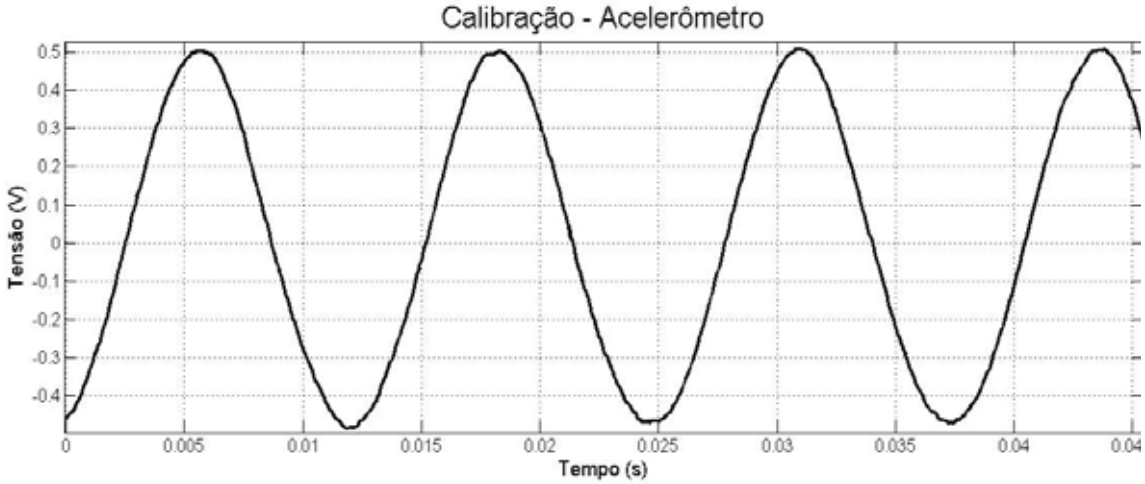
Fonte: Shop (2012)

Os acelerômetros foram configurados para funcionarem com sensibilidade de ±3g, ou seja, 440mV/g, de acordo com as especificações do fabricante.

A calibração dos acelerômetros foi realizada posicionando-os sobre um calibrador de acelerômetros da fabricante PCB, modelo 394B06, que oscila de forma senoidal, com frequência de 79.6Hz e com uma aceleração de 1g rms, cedido pelo Laboratório de Acústica e Vibrações do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia, Campus de Ilha Solteira.

Na figura 51 pode-se observar o sinal sem offset obtido durante a calibração.

Figura 51 – Sinal durante a calibração do acelerômetro.




Fonte: Kozan (2012)

Sabe-se que o valor eficaz do sinal, ou seja, 0,354V, deve corresponder à 1g, desta forma, tem-se o fator de calibração, ou seja, multiplicar por uma constante igual a 2,82.

## 5.8. Cadeira Ergonométrica

Para a realização dos testes foi necessário à confecção de uma estrutura que pudesse comportar todos os sensores e também posicionar adequadamente o voluntário submetido ao teste.

Essa estrutura foi denominada de “Cadeira Ergonométrica”, sendo a mesma inicialmente desenvolvida pelo doutorando Eng. Flávio Hiochio Sato e depois instrumentada no *LIEB* (*Laboratório de Instrumentação e Engenharia Biomédica*).

Uma foto da cadeira ergonométrica é apresentada na figura 52.

Figura 52 – Foto da cadeira ergonométrica.

Fonte: Elaborada pelo autor.

A cadeira permite diversas regulagens, como afastamento e angulação do encosto, desta forma posicionado o tronco. Na frente há uma parte móvel que ajuda a elevar a parte distal da coxa, posicionando o joelho, os pés são reguláveis para sanar pequenos desníveis no piso, e pode-se fazer um ajuste mais fino no posicionamento da barra instrumentada.

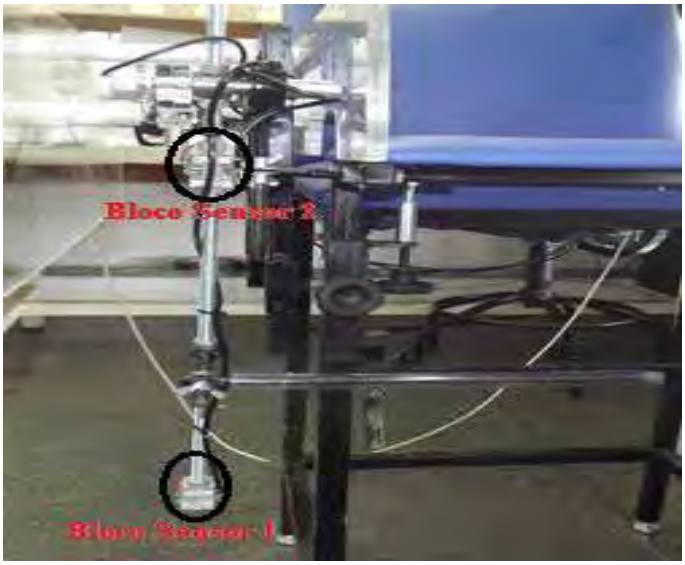
Os sensores de posição, velocidade e aceleração são fixados em um conjunto denominado “Barra Instrumentada”. Este conjunto é composto por duas hastes, uma fixa e outra móvel. A haste fixa fica sempre na horizontal, paralela ao segmento ósseo da coxa e a parte móvel paralela ao segmento ósseo da canela, onde esta irá movimentar sempre que o indivíduo movimentar o complexo canela-pé.

O eletrogoniômetro é fixado em dois pontos, um na haste fixa e o outro na haste móvel. O eixo de rotação do eletrogoniômetro fica alinhado com o eixo de rotação da barra.

Os acelerômetros e giroscópios são fixados em dois pontos ao longo da haste móvel, denominados de “Bloco sensor”.

Na figura 53 pode-se ver uma foto com vista frontal à barra instrumentada.

Figura 53 – Vista frontal à barra instrumentada.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Na figura 54 pode-se ver uma foto com vista superior à barra instrumentada.

Foi projetado um contra peso com a finalidade e equilibrar as forças exercidas em ambos os lados da barra em relação ao eixo de rotação. Havendo este equilíbrio, a barra não exercerá, ou diminuirá significativamente, força $M_g$ (gravitacional) aplicada na canela.

Foi utilizado rolamento entre a haste fixa e a móvel para diminuir a força de atrito $M_d$ .

Figura 54 – Vista superior à barra instrumentada.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Com a elaboração dessa estrutura, em conjunto com todos os sensores, tem-se uma plataforma versátil, que pode ser utilizada não só para testes com FES,

mas também para outros experimentos que envolvam observação dos movimentos dos membros inferiores.

### *5.8.1 Calibração dos Sensores da Cadeira Ergonométrica*

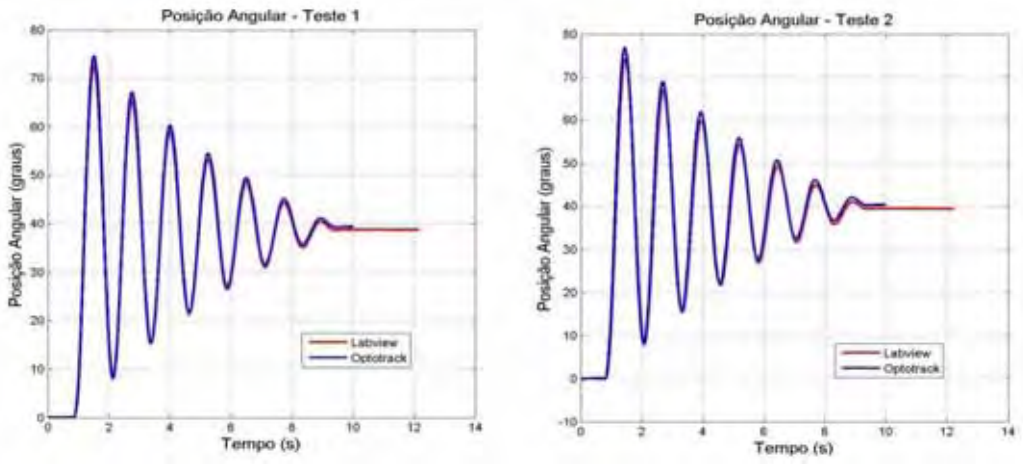
Para verificar a calibração dos sensores que compõe o sistema foram realizados alguns testes na Universidade Cruzeiro do Sul (UNICSUL), Campus da Liberdade, São Paulo, juntamente com o grupo de Ciências do Movimento Humano, no Laboratório de Analise de Movimento (LAM).

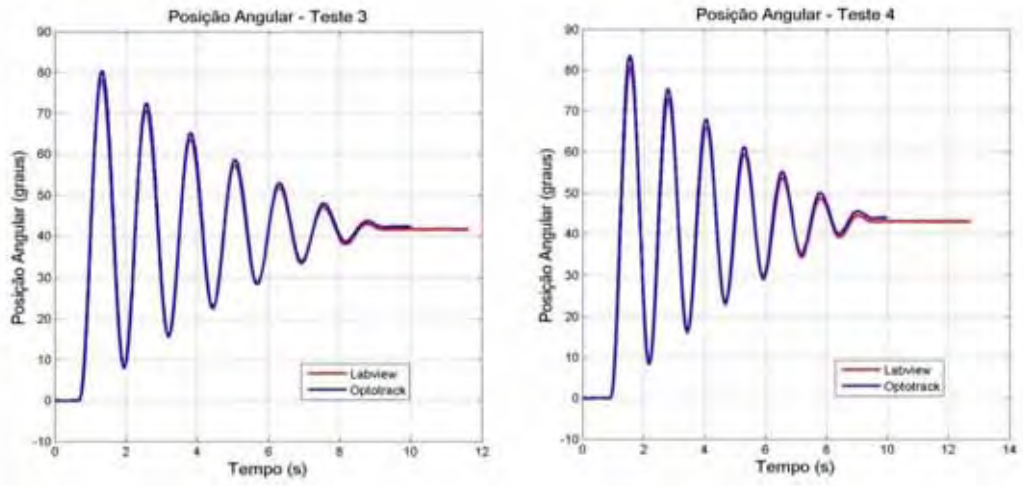
Os testes consistiram em realizar movimentos com a barra instrumentada e fazer simultaneamente um registro com aparelho comercial e com o nosso sistema desenvolvido em LabVIEW. O equipamento comercial utilizado foi o OPTOTRACK. Este equipamento faz registro de deslocamento utilizando infravermelho. Tem precisão de décimos de milímetro, segundo dados do fabricante.

Um dos testes realizados consistia em elevar a haste móvel, da barra instrumentada, a uma determinada posição e depois liberá-la para que se movimentasse como um pêndulo.

Nas figuras 55, 56 e 57 pode-se verificar os resultados de alguns dos testes de deslocamento angular, velocidade angular e aceleração angular ambas registrado pelo equipamento comercial e pelo LabVIEW.

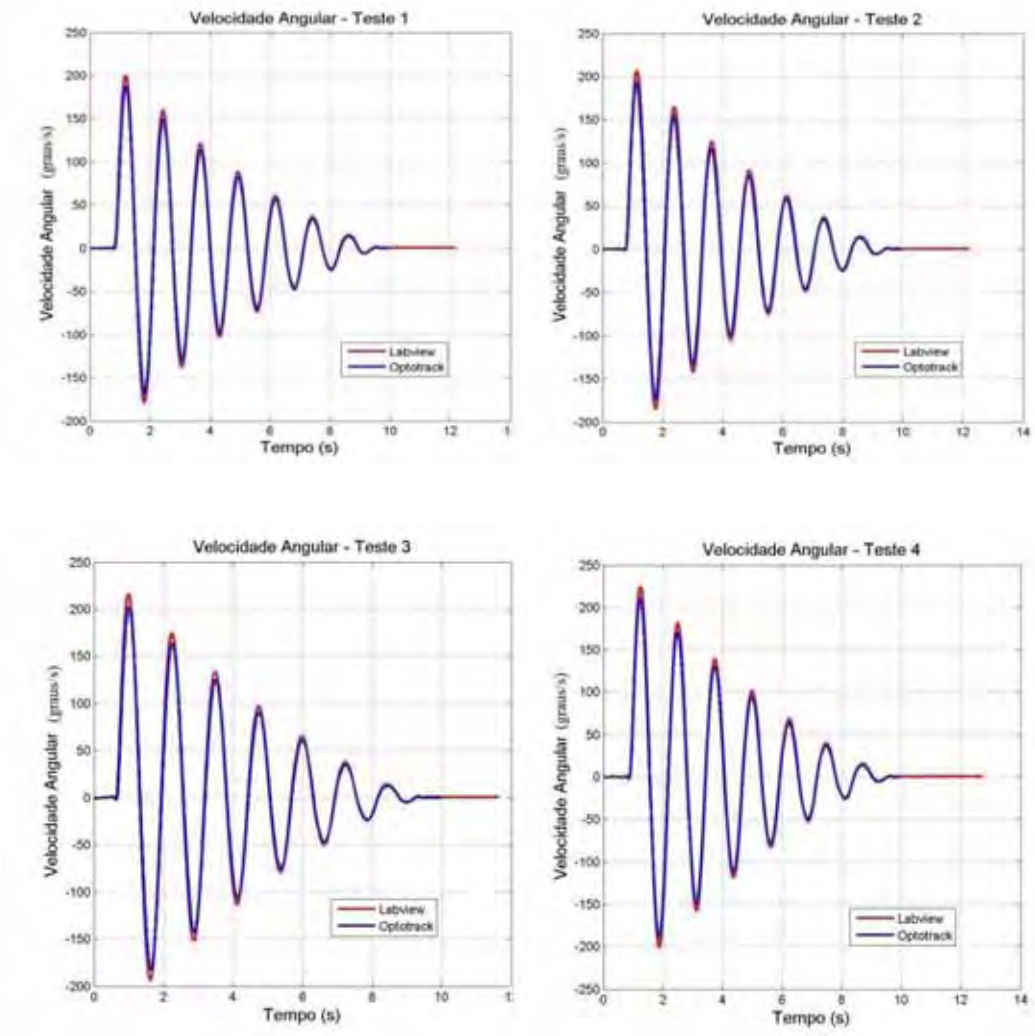
Figura 55 – Testes de deslocamento angular.





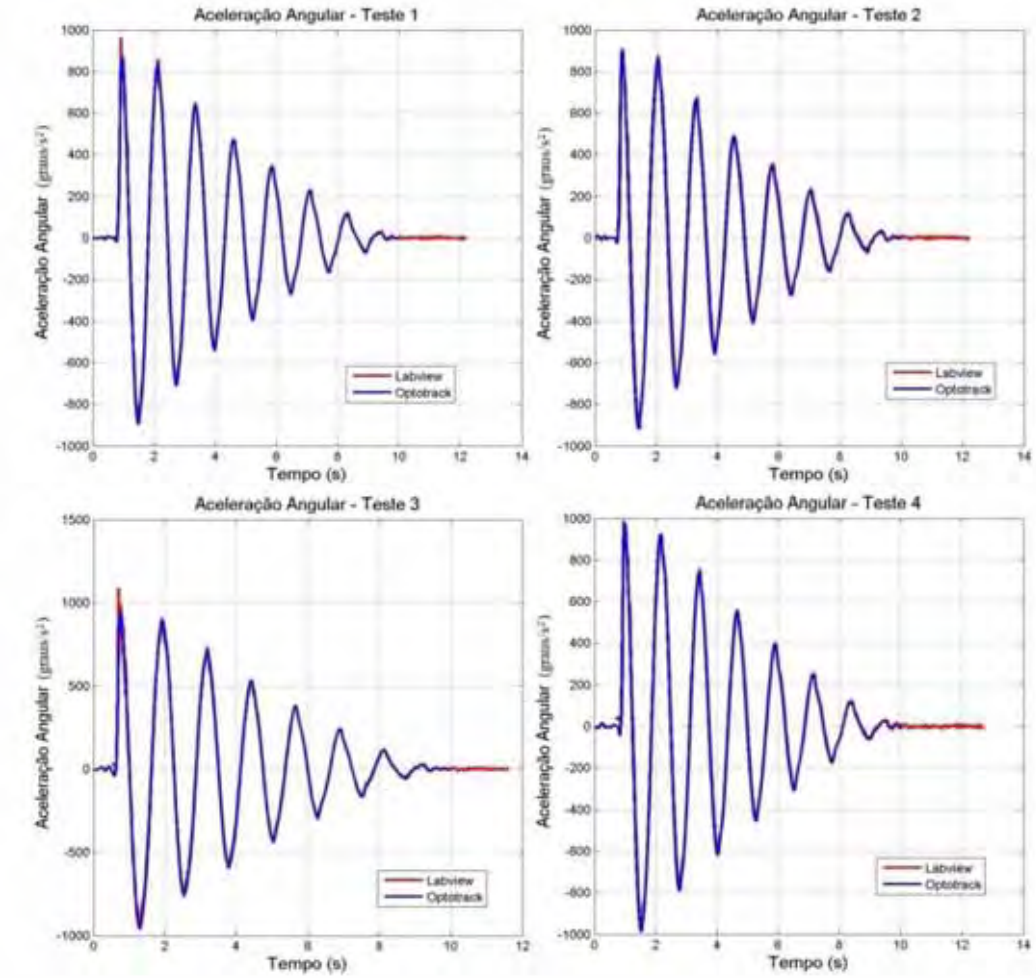

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 56 – Testes de velocidade angular.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 57 – Testes de aceleração angular.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Como se pôde observar pelas figuras, os resultados do aparelho comercial e do LabVIEW praticamente se sobrepõem. Os resultados obtidos com o sistema implementado foram, portanto, satisfatórios.

# 6 PROTOCOLOS

O projeto de pesquisa intitulado “Sistema Eletrônico para Gerar e Avaliar Movimentos de Pacientes Paraplégicos” foi submetido na Plataforma Brasil. A realização dos testes com pacientes foi autorizada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciência e Tecnologia da UNESP, Campus de Presidente Prudente, sob o número CAAE 00977212.1.10015402.

Este capítulo descreve os protocolos dos procedimentos de testes utilizando FES em malha aberta e fechada em pessoas hígidas e paraplégicas.

Baseando-se em literaturas e respaldado por profissionais de saúde foram elaborados os seguintes protocolos para a realização dos testes.

1. Protocolo para o recrutamento dos candidatos;
2. Protocolo para identificar o ponto de ativação;
3. Protocolo de repetibilidade utilizando malha aberta;
4. Protocolo de Identificação;
5. Protocolo para testes com o controlador em malha fechada

## 6.1 Protocolo de Recrutamento dos Candidatos

Este protocolo é realizado no início do experimento, verificando se o candidato está apto ou não a participar. O objetivo é selecionar ou excluir um possível candidato a pesquisa. O recrutamento foi realizado no Departamento de Engenharia Elétrica (DEE), da UNESP, Campus de Ilha Solteira.

**Critério de inclusão de pessoas hígidas:** Pessoas com idade igual ou superior a 18 (dezoito) anos, do sexo masculino e feminino, sem históricos de algias ou algum tipo de lesão, ou doença congênita, que possa comprometer, parcial ou total, os movimentos nos membros inferiores.

**Critério de inclusão de pessoas paraplégicas:** Pessoas com idade igual ou superior a 18 (dezoito) anos, do sexo masculino e feminino, cadeirante, acometidos com algum tipo de lesão, ou doença congênita, que compromete, parcial ou total, os movimentos nos membros inferiores.

**Critério de Exclusão:** Pessoas com idade inferior a 18 (dezoito) anos, gestantes, problemas cardiovasculares ou qualquer outro indivíduo que seja considerado inapto, pelo profissional de saúde, a participar dos testes.

Após a seleção do indivíduo, o mesmo é esclarecido a respeito do objetivo da pesquisa e também sobre o TLCE (Termo de Consentimento Livre e Esclarecido) (ANEXO 1).

O TLCE é um documento que contém todas as informações do projeto. Para participar da pesquisa, o voluntário, estando esclarecido e ciente dos riscos, deve assinar o TCLE, dizendo que concorda com os termos e que está ciente do procedimento.

Cabe ressaltar que, conforme descrito no TLCE, o indivíduo pode não aceitar os termos ou também interromper a sessão de testes a qualquer tempo sem nenhum ônus ou prejuízos.

## 6.2 Protocolo para Identificar o Ponto de Ativação

Após o recrutamento do candidato, é realizado o procedimento para identificar o ponto de ativação (ponto motor). O ponto de ativação, aqui denominado, é o local onde serão posicionados os eletrodos para realizar a eletroestimulação, gerando maior movimento com menor intensidade de energia aplicada e com menor desconforto.

O procedimento deve respeitar a seguinte sequência:

**1.** Instrução do voluntário

O voluntário deve ser esclarecido a respeito dos procedimentos que serão realizados.

**2.** Avaliação de gordura corporal e antropometria

Para a avaliação da gordura corporal é utilizado o protocolo Faulkner por apresentar uma menor variância em seus resultados dentre os protocolos oferecidos pelo fabricante do Plicômetro utilizado (COSTAL, 2012; TORRES; SILVA, 2003).

Este protocolo utiliza quatro dobras cutâneas sendo elas, dobra do tríceps, subescapular, suprailíaca e abdominal.

Seguindo Costal (2012), a expressão utilizada para o cálculo da porcentagem de gordura corporal é dada por:

$$gc_f\% = \left(D_T + D_{Sb} + D_{Sp} + D_A\right) * 0{,}153 + 5{,}783$$

onde:

$D_T$ = dobra do tríceps

$D_{Sb}$ = dobra subescapular

$D_{Sp}$ = dobra suprailíaca

$D_A$ = dobra abdominal

Na figura 58 é mostrado o Plicômetro comercial utilizado, marca Inovare *Cescorf*; e a balança comercial, marca *Supermedy*.

Figura 58– Plicômetro e balança comercial utilizado.

Fonte: Costal (2012)

Os parâmetros antropométricos são obtidos por meio de medições realizadas nos próprios voluntários com a utilização de uma fita métrica comercial comum.

Com estes parâmetros, poder-se-ão calcular algumas variáveis que são necessárias em alguns modelos matemáticos, como massa de um segmento, distância do centro de massa, dentre outros (COSTAL, 2012; FERRARIN; PEDOTTI, 2000).

No Anexo 2 está a Tabela A2.1 com os itens para realizar uma avaliação pessoal e verificar parâmetros antropométricos.

**3.** Aferir pressão arterial

Deverá ser aferida a pressão arterial do voluntário antes de se iniciar os testes. A pressão, ou tensão arterial, constitui um importante fator no comportamento fisiológico dos seres humanos, regulando o metabolismo orgânico, e as atividades voluntárias e involuntárias.

A pressão arterial é expressa com dois valores, sendo o maior representando a pressão sistólica (conhecida como máxima), e corresponde ao momento em que há a contração cardíaca, e o menor representa a pressão diastólica (conhecida como mínima), correspondente ao relaxamento da contração cardíaca (SILVA, 2007).

Deverá ser utilizado um esfigmomanômetro juntamente com um estetoscópio como ilustrado na figura 59, ou o aparelho digital *Microlife*, modelo BP3BT0-A, como ilustrado na figura 60.

Figura 59 – Esfigmomanômetro e um estetoscópio.

Fonte: Silva (2007)

Figura 60 – Aparelho digital Microlife, modelo BP3BT0-A

Fonte: Silva (2007)

A pressão poderá e deverá ser verificada quantas vezes for necessário, mas no mínimo duas vezes, sendo uma no início e outra no final dos testes.

**4.** Realizar exercício para alongamento

O alongamento dos quadríceps ajuda-o a esticar o músculo que está na parte anterior da coxa. Esta parte é definida, e auxiliada quando necessário, pelo profissional da saúde.

**5.** Realizar posicionamento e ajustes na cadeira ergonométrica

A cadeira é ajustada de forma que o voluntario se sinta confortável e também seja minimizada a influência da rigidez elástica do joelho e contratura muscular, comum em pessoas com paraplegia e também pela posição da articulação do quadril, por causa dos músculos biarticulares (reto femoral, isquiotibiais), que abrangem ambas as articulações.

São priorizadas angulações de duas regiões, a do joelho e do quadril.

O ângulo de descanso (ângulo inicial ou de repouso) do joelho, em relação a vertical, deve ser maior do que zero, preferencialmente entre 5° a 15°. Isto implica que o componente elástico do torque passivo aplicado à articulação do joelho se torna zero (posição neutra) (LIN; RYMER, 1991; STEIN, et al. 1996; FERRARIN; PEDOTTI, 2000).

Entre o quadril e o tranco deve-se utilizar uma angulação próxima de 128°, minimizando, assim os efeitos das contraturas musculares (GRIFFIN, 1978), (ANDREONI; FERRIGNO; BARONI, 1996; FERRARIN; PEDOTTI, 2000).

**6.** Encontrar o ponto de ativação (ponto motor)

Posiciona-se dois eletrodos sobre a perna do voluntário, sendo um na região da inserção proximal do quadríceps e outro na região da inserção distal, próxima à patela.

A posição mais adequada será encontrada movendo-se o eletrodo em torno destas regiões.

Primeiro, faz-se aplicação de breves estímulos elétricos, verifica-se o movimento, depois troca a posição de um dos eletrodos, faz-se outra eletroestimulação e assim, sucessivamente, até encontrar um ou mais possíveis pontos a serem utilizados.

Aplica-se um sinal de corrente bifásico, simétrico, balanceado, com uma frequência fixa, duração do pulso de 250μs e a amplitude é acrescida gradativamente, sempre sob comando do usuário do sistema, até chegar a um nível capaz de gerar uma amplitude de movimento maior que 50°, com aceitável nível de desconforto.

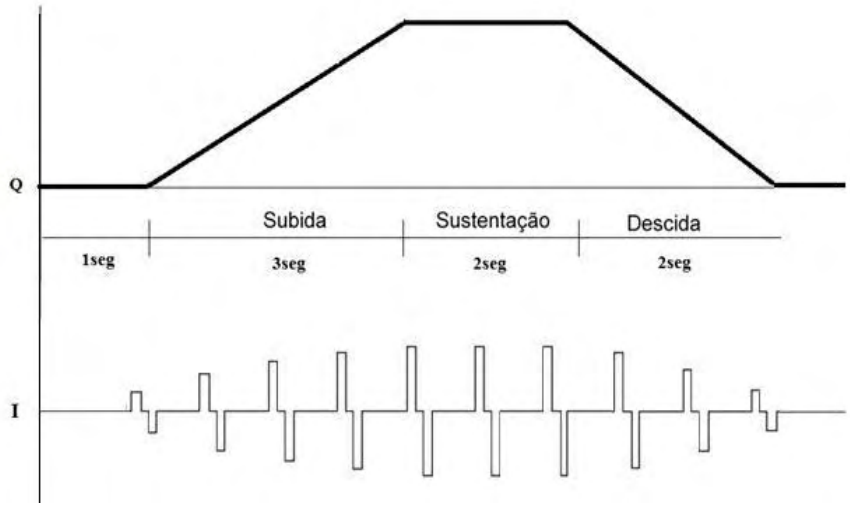
Em pessoas hígidas tomar como limite máximo a amplitude de 80mA para mulheres e 100mA para homens. Se atingir estes limites de amplitudes e não obtiver um movimento com amplitude maior do que 40°, então este ponto deve ser descartado, e deve-se procurar outro ponto.

Normalmente encontra-se dois possíveis pontos, ou até mesmo um terceiro, onde estes devem ser destacados com uma caneta, como 1, 2, etc. Realiza-se então uma outra etapa para definir qual será escolhido dentre estes.

Esta etapa consiste em gerar e aplicar um sinal no modo automático, com as características de uma rampa, onde a amplitude máxima será a amplitude encontrada pelo usuário do sistema na etapa anterior.

Como o sinal aplicado em cada ponto será exatamente o mesmo, pode-se verificar qual gera maior amplitude de movimento. Na figura 61 está representado um sinal, no qual a curva de carga Q é correspondente a uma forma de onda de corrente I aplicado no músculo de uma pessoa.

Figura 61 – Curva de carga Q correspondente a uma forma de onda de corrente I aplicada ao um músculo.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Uma vez disparado o sinal, o mesmo levará 1 segundo para iniciar a eletroestimulação, 3 segundos para chegar ao nível máximo, sustentará o nível por 2 segundos e depois decrescerá em 2 segundos. Desta forma, com as rampas, os movimentos se tornam mais suaves.

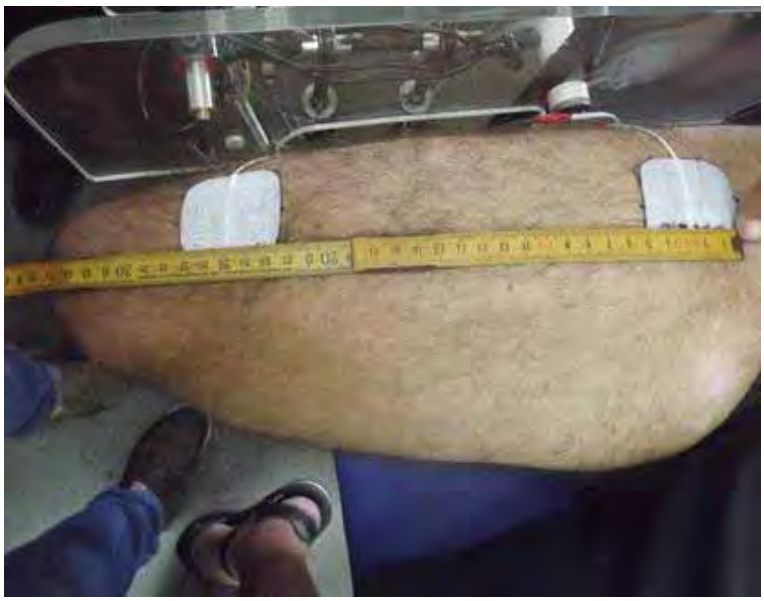
Este sinal é aplicado no ponto 1, depois no ponto 2, novamente no ponto 2 e por fim no ponto 1. É realizada a sequência desta forma, ida e volta, para tentar desconsiderar o fator fadiga e verificar qual realmente é o ponto mais sensível a eletroestimulação. Se o ponto 1 se mostrar mais sensível que o ponto 2 ele deverá continuar sendo tanto na primeira aplicação de estímulos quanto na última.

Em alguns casos, a amplitude gerada será a mesma ou muito próximas, então o critério de escolha será o que obtém uma subida mais suave (menos abrupta). Desta forma é identificado o ponto de ativação do voluntário.

Uma vez identificado o ponto de ativação, tira-se uma foto com os eletrodos posicionados e uma trena para facilitar o posicionamento no próximo dia de aplicação, e depois uma tricotomia no local para facilitar a eletroestimulação, uma vez que diminuirá a resistência eletrodo-pele.

Na figura 62, pode-se ver uma foto com dois eletrodos posicionados e uma trena marcando o posicionamento.

Figura 62 – Foto com dois eletrodos posicionados e uma trena.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para as mulheres, que normalmente não apresentam pelos, é feita apenas a foto com os eletrodos posicionados e uma trena sobre o mesmo para também garantir o posicionamento dos eletrodos.

Cabe ressaltar que os locais podem variar de pessoa para pessoa e também a intensidade utilizada, principalmente entre homens e mulheres.

Nestes protocolos, deve-se sempre respeitar um intervalo de repouso igual ou superior a 1 minuto entre cada aplicação de eletroestimulação. Desta forma, a razão de contração e repouso será igual ou maior que 1:10, uma vez que o estimulo tem duração de 6 segundos. Desta forma procura-se diminuir ou retardar a fadiga nos testes (ROBINSON, 2001).

**7.** Aferir Pressão Arterial Inicial

Deverá novamente ser aferida a pressão arterial do voluntário após a realização dos testes.

**8.** Agendar um dia para iniciar os testes

O inicio dos testes será agendado com três dias ou mais após esta etapa, uma vez que esta pode causar um pouco de fadiga, pois em alguns voluntários se faz necessário aplicar estímulos elétricos ´diversas vezes até encontrar um ponto adequado de ativação.

No Anexo 3, Tabela A3.2, está descrita uma Tabela com os itens do protocolo das etapas para se identificar o ponto de ativação.

## 6.3 Protocolo de Repetibilidade Utilizando Controle em Malha Aberta

No teste de repetibilidade, verifica-se em diferentes dias o comportamento do movimento gerado, no membro inferir do voluntario, ao aplicar eletroestimulação.

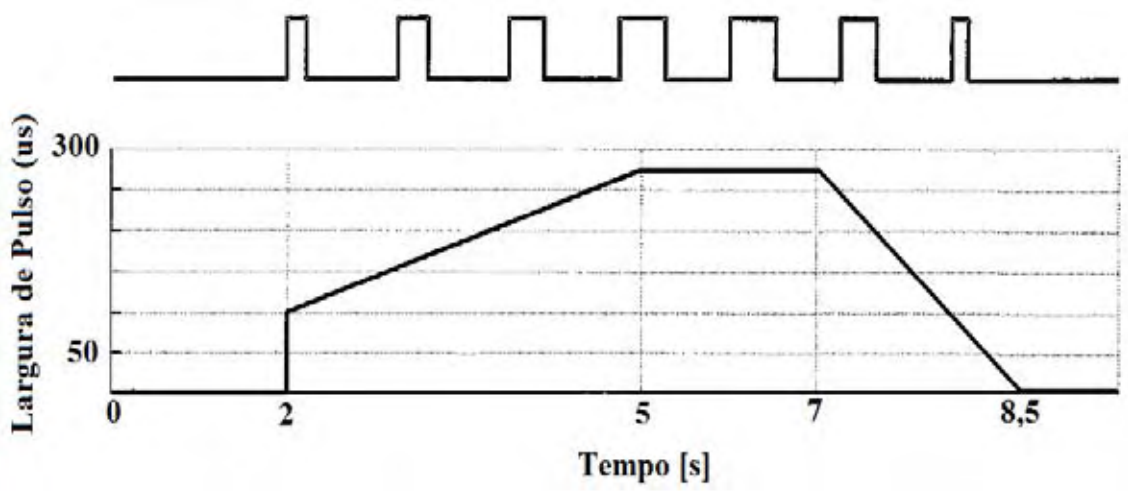
A cada dia de teste são realizadas algumas aplicações de estímulos elétricos. Entre cada aplicação será respeitado um tempo de repouso no mínimo igual a 10 vezes o tempo de contração, ou seja uma taxa >= (10:1).

O sinal aplicado é de corrente, bifásico, simétrico, balanceado, com frequência de 50Hz, largura do pulso variável e amplitude de corrente fixa. O valor da amplitude será aquele que, quando a largura for máxima, não irá gerar um movimento de extensão de joelho máximo. Em muitos casos poderá utilizar a mesma amplitude utilizada para identificar o ponto de ativação.

Nesta fase e nas subsequentes serão utilizados sempre modulação por largura de pulso (PWM), pois esta será controlada pelo sistema com maior eficácia, uma vez que o mesmo foi desenvolvido com esta finalidade. A largura de pulso poderá ser acrescida até o limite estipulado de 250μs.

Na figura 63, mostra-se a forma de onda aplicada nesta etapa. É um sinal semelhante ao utilizado em Ferrarin (2000), mas com diferença de haver agora uma rampa de descida, para tornar o retorno da perna mais suave.

Figura 63 – Sinal aplicado na etapa de repetibilidade.




Fonte: Modificada de Ferrarin (2000)

Deve ser aplicado um sinal com duração de 6,5 segundos, na sequência realizada uma pausa superior a 1 minuto antes de iniciar o próximo estímulo.

Esta etapa seguirá a seguinte sequência:

**1.** Instrução do Voluntário

O voluntário é esclarecido a respeito dos procedimentos que serão realizados e também é questionado se o mesmo tem alguma queixa de desconforto

nos membros inferiores. É questionado se praticou algum tipo de exercício físico que exige mais esforços do membros inferiores.

É recomendado ao voluntário que evite praticar esportes ou exercícios que exijam esforços nos membros inferiores, pois desta forma reduz-se a chance do músculo fadigar mais rapidamente nos testes.

**2.** Aferir a pressão arterial

Semelhante a etapas anteriores, como item 3 da sessão 6.2.

**3.** Fazer exercício de alongamento

Semelhante a etapas anteriores, como item 4 da sessão 6.2.

**4.** Realizar posicionamento e ajustes na cadeira ergonométrica

Semelhante a etapas anteriores. , como item 5 da sessão 6.2.

**5.** Limpeza do local e posicionamento dos eletrodos

No local que serão posicionados os eletrodos, já identificados em etapa anterior, deverá ser feita uma limpeza, utilizando uma gase e um pouco de álcool. Faz-se necessário esperar a evaporação total do álcool antes de posicionar os eletrodos, pois isto garante a não danificar o eletrodo.

**6.** Ajuste do sinal de eletroestimulação

Este ajuste é realizado para cada individuo. Será definido o valor inicial da rampa e o valor de sustentação, onde na sustentação extensão do joelho não devera atingir a amplitude máxima.

**7.** Aplicação de estimulação elétrica

Faz-se a primeira eletroestimulação, espera-se um tempo de descanso, aplica-se a segunda, novamente descansa e assim, sucessivamente, até a última aplicação.

**8.** Retirada dos eletrodos

Após o término da sessão de testes, é importante retirar os eletrodos, umidifica-los com água e guardá-los em local adequado.

**9.** Aferir novamente a pressão arterial

**10.** Agendar o próximo dia de teste

Foi estipulado que o próximo dia de testes deverá ter um intervalo superior a 24 horas.

No Anexo 3, Tabela A3.2, pode-se verificar uma Tabela com os itens de repetibilidade.

## 6.4 Protocolos de Identificação e controle em malha fechada

### *6.4.1 Protocolos de Identificação*

Esta etapa é realizada para identificar os parâmetros que serão utilizados em um modelo matemático que representará a dinâmica de movimento do membro inferior.

A identificação será realizada sempre que for desenvolver ou utilizar controlador em malha fechada. Esta etapa se faz necessária, pois como descrito anteriormente, cada indivíduo possui parâmetros diferentes, contudo estes parâmetros podem variar ao decorrer do tempo, ou seja, uma mesma pessoa no início dos testes pode apresentar determinados parâmetros, que podem ser diferentes após um período de teste.

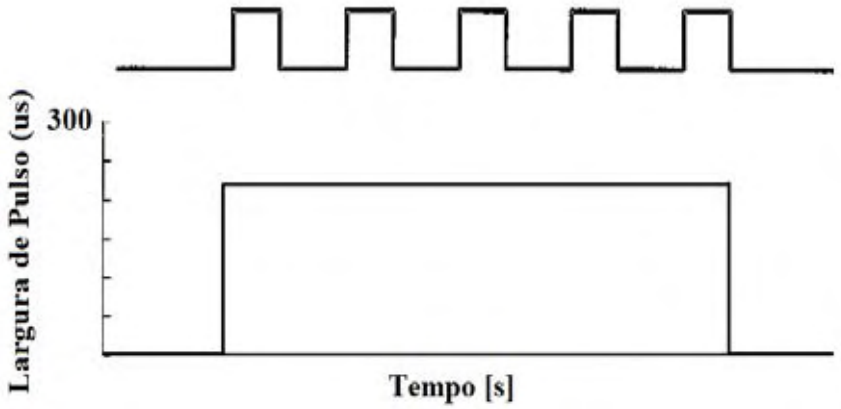
Neste trabalho são descritos dois tipos de identificação, um para um controlador PID (Proporcional Integral Derivativo) e outro para um controlador *Fuzzy* Takagi-Sugeno.

- **Identificação para um controlador PID**

Na identificação para desenvolver um controlador PID, deve-se aplicar um sinal com características de um degrau, portanto o estímulo elétrico será por corrente, bifásico, simétrico, balanceado, com frequência, amplitude e largura do pulso fixas.

Na figura 64 pode-se verificar um sinal com características de um degrau.

Figura 64 – Sinal com características de um degrau.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Após a aplicação do degrau, os dados coletados proveniente da eletroestimulação e do sensor de deslocamento, são trabalhados no LabVIEW e/ou MATLAB para desenvolver um controlador PID (KOZAN, 2012).

- **Identificação para controlador *Fuzzy* Takagi-Sugeno**

A identificação para desenvolver um controlador *Fuzzy* Takagi-Sugeno deve ser realizada em duas etapas, primeiro identificar a largura de pulso necessária para sustentar a perna em um ângulo pré-definido, neste trabalho entre 30° a 45°, e depois a aplicação de estímulos elétricos com o intuito de excursionar a perna com amplitudes de ângulo superiores à definida na sustentação.

**Definição da largura de pulso ($P_0$):**

Para definir a largura de pulso necessária para sustentar a perna no ângulo de operação desejado, utiliza-se um sinal de corrente bifásico, simétrico, balanceado, com frequência e amplitude fixa e largura do pulso variável, controlada por um sistema utilizando PID (KOZAN, 2012).

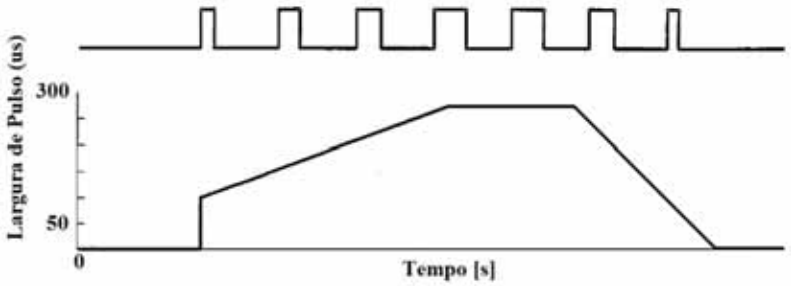
Pela tela do computador define-se o ângulo e então o controlador se encarrega de levar a perna ate a posição desejada e sustenta-la, neste momento verifica-se qual é a largura de pulso $\mathbf{P_0}$.

**Aplicação de estímulos elétricos:**

O sinal aplicado poderá ter diversas formas, desde que excursione a perna por ângulos inferiores e superiores ao desejado e não atinja a amplitude máxima de extensão.

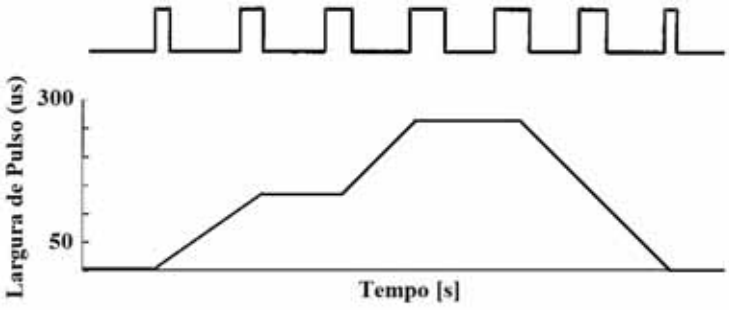
Este sinal poderá ter características de rampa, de degrau ou uma mistura destes. O sinal deve ser definido de acordo com a necessidade do programa de identificação a ser utilizado posteriormente. Nas figuras 65a, 65b e 65c estão demonstrados possíveis sinais a serem utilizados.

Figura 65a – Sinal com características de rampa.



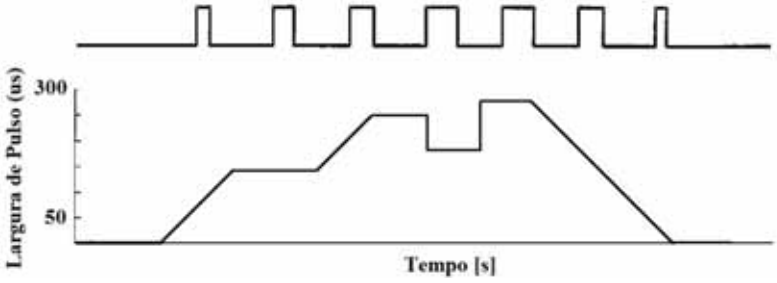

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 65b – Sinal com características de duas rampas sequênciais.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 65c – Sinal com características de rampa e degrau.




Fonte: Elaborada pelo autor.

O sinal de eletroestimulação é sincronizado com os sinais dos sensores de posição, velocidade e aceleração, desta forma realizando um registro geral dos estímulos aplicados e movimentos realizados.

A partir destas duas etapas, os dados coletados serão manipulados por um algoritmo desenvolvido pela Profa. Dra. Erica Regina Marani Daruichi Machado e, assim, identificando os parâmetros necessários para um controlador *Fuzzy* Takagi-Sugeno.

Cabe ressaltar que os passos desta etapa (etapa de identificação) são semelhantes à anterior (repetibilidade), diferenciando na aplicação dos estímulos elétricos.

No Anexo 3, Tabela A3.3, pode se verificar os itens do protocolo com as etapas para identificação.

### *6.4.2 Protocolo para controle em malha fechada*

A etapa para implementar o controlador deve ser realizada na sequência, após a identificação. O voluntário deverá permanecer posicionado na cadeira, preferencialmente na mesma posição em que foi realizada a identificação. Desta forma evita-se inserir parâmetros que possam alterar a planta identificada minutos antes.

Outro detalhe importante, será posicionar uma cadeira abaixo do pé do voluntário, para que a perna fique dependurada, evitando assim a fadiga para também não interferir na planta identificada.

# 7 ELETROESTIMULAÇÃO EM MALHA ABERTA

A realização dos testes foi autorizada e amparada pelo comitê de ética em pesquisas envolvendo humanos, submetido ao sistema Plataforma Brasil, sob o número CAAE 00977212.1.10015402.Este capítulo descreve e demonstra alguns dos testes realizados utilizando FES em malha aberta e voluntários hígidos e também paraplégicos.O ciclo total de testes com o voluntário é realizado em uma sequência constituída por etapas, sendo a primeira com eletroestimulação em malha aberta e somente depois em malha fechada.

## 7.1 Voluntários participantes

Antes de qualquer aplicação de eletroestimulação realizou-se a seleção dos voluntários aptos a participarem dos testes. Para a etapa de seleção utilizou-se o "Protocolo para o Recrutamento dos Candidatos", conforme descrito no capítulo 6.

Na Tabela 1 são apresentadas algumas características dos indivíduos envolvidos nos testes.

Tabela 1 – Algumas características dos indivíduos participantes.

| Voluntário | Sexo | Idade (anos) | Massa Corp. (Kg) | Altura (m) | Tipo de lesão | Tempo de lesão | Pratica ativ. Fis. regularmente |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| H1 | M | 33 | 67 | 1,75 | | | Não |
| H2 | M | 25 | 72 | 1,75 | | | Não |
| H3 | M | 22 | 75 | 1,68 | | | Sim |
| H4 | M | 23 | 81 | 1,70 | | | Não |
| H5 | M | 26 | 78 | 1,77 | | | Não |
| H6 | F | 33 | 54 | 1,56 | | | Sim |
| H7 | F | 26 | 52 | 1,63 | | | Não |
| H8 | F | 52 | 62 | 1,58 | | | Não |
| P1 | M | 33 | 68 | 1,68 | PC | 33 anos | Não |
| P2 | M | 33 | 72 | 1,67 | PC | 33 anos | Não |
| P3 | M | 48 | 70 | 1,80 | C6 - C7 | 28 anos | Não |
| P4 | M | 35 | 85 | 1,82 | T2 - T6 | 7 anos | Não |

Fonte: Elaborada pelo autor.

Foram selecionados doze indivíduos, sendo oito hígidos, ou seja, sem históricos de algias ou algum tipo de lesão, ou doença congênita, que pudesse comprometer, parcial ou totalmente, os movimentos nos membros inferiores, e quatro paraplégicos.

Na Tabela 2 está demonstrado como deve ocorrer o preenchimento de alguns itens que identificam o voluntário.

Tabela 2 – Preenchimento de alguns itens que identificam o voluntário.

| | |
|---|---|
| **H** - indivíduo hígido | **P** - indivíduo paraplégico |
| **M** – masculino | **F** - feminino |
| **PC** - paralisia cerebral | |

Fonte: Elaborada pelo autor.

## 7.2 Eletroestimulação em Malha Aberta

Esta etapa consiste na realização de testes para identificar os melhores pontos de ativação para se aplicar sinais de eletroestimulação nos indivíduos e em testes para avaliar a repetibilidade dos procedimentos.

Foram realizados três etapas de testes eletroestimulados com os voluntários, todos em dias diferentes.

No primeiro dia de testes identifica-se o ponto de ativação e faz-se a verificação das medidas antropométricas. Portanto deve-se seguir o “Protocolo para Identificar o Ponto de Ativação” conforme descrito no capítulo 6 e também apresentado na Tabela A3.1 no Anexo 3.

Esta é uma fase preliminar, portanto nenhuma grandeza será salva e arquivada e sim apenas monitorada, apenas o local onde serão posicionados os eletrodos são demarcados para os próximos testes.

No segundo dia de testes, executa-se o teste de reprodutibilidade. Para realizar os testes de repetibilidade seguiu-se o “Protocolo de Repetibilidade Utilizando Malha Aberta” cujo protocolo consta na Tabela A3.2.

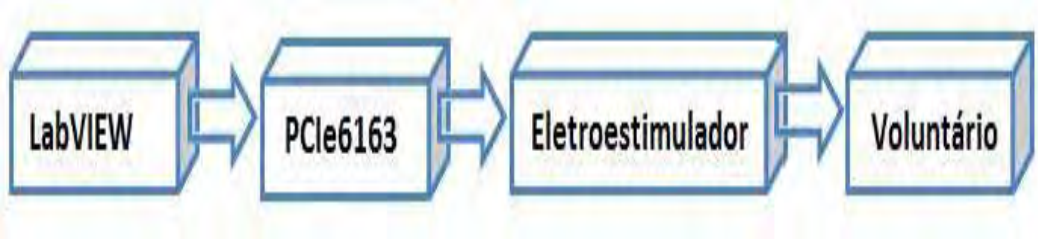
No terceiro dia de testes, normalmente 24 horas após o segundo dia, repete-se o procedimento anterior, e assim sucessivamente a até terminar esta etapa em malha aberta.

Nos testes de repetibilidade pretende-se verificar o comportamento do movimento gerado no membro inferior do voluntario com diversas aplicações de eletroestimulação. Todos os dados (sinal de eletroestimulação aplicado, posição, velocidade e aceleração) são registrados e salvos para utilização e análises posteriores.

Para realizar os testes de repetibilidade seguiu-se o “Protocolo de Repetibilidade Utilizando Malha Aberta” conforme descrito no capítulo 6 e também apresentado na Tabela A3.3 no Anexo 3.

Na figura 69 mostra-se o diagrama de blocos do sistema utilizado em malha aberta.

Figura 69 – Diagrama de blocos do sistema utilizado em malha aberta.



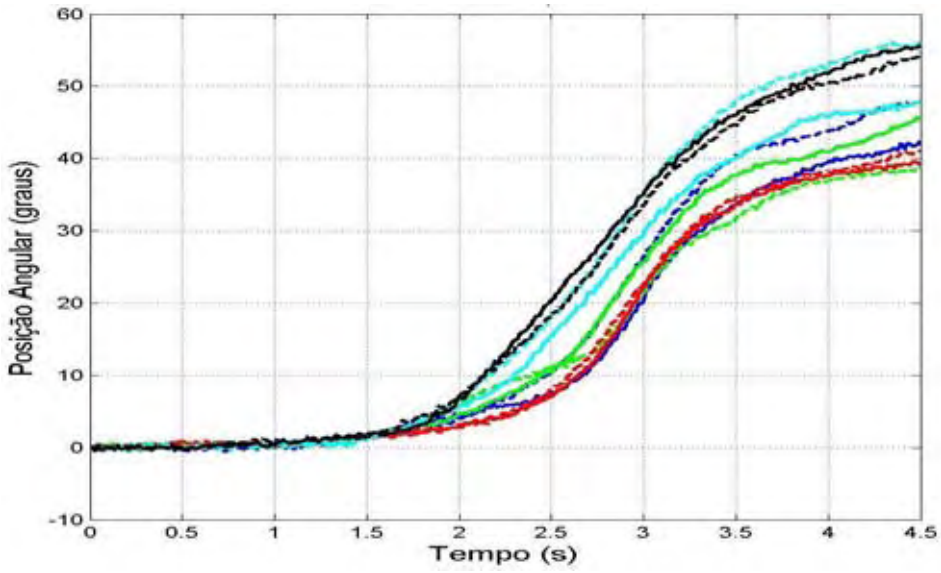

Fonte: Elaborada pelo autor.

A seguir serão demonstrados os testes realizados com “homens hígidos”, “mulheres hígidas” e “homens paraplégicos”.

### *7.2.1 Eletroestimulação em Malha Aberta - Homens Hígidos*

Nas figuras 70, 71 e 72 ilustra os testes de repetibilidade do voluntário H1. Na figura 7.2 está ilustrado o primeiro dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário H1.

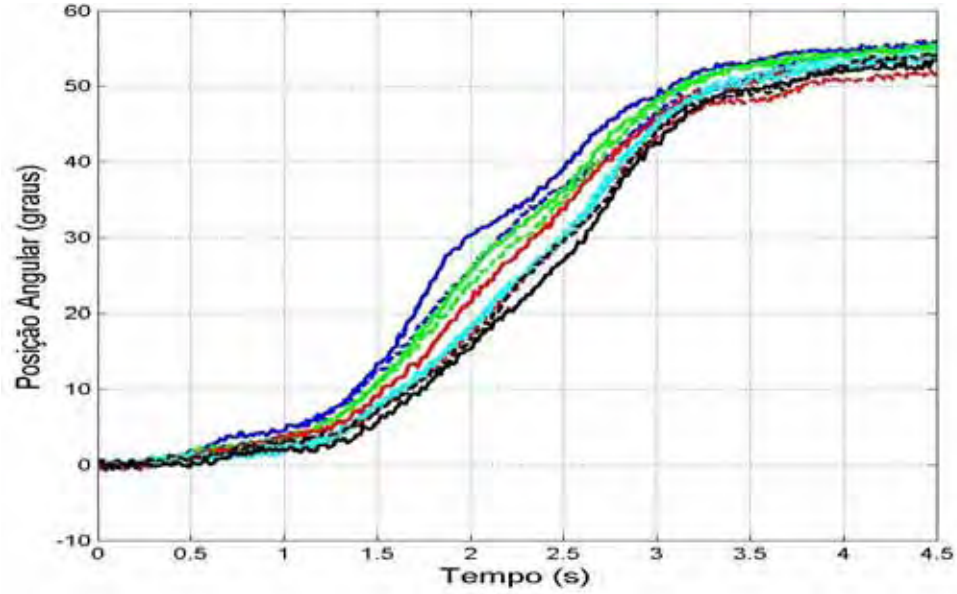
Figura 70 – Teste de repetibilidade: Voluntario H1- Dia 1.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Na figura 71 está ilustrado o segundo dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário H1.

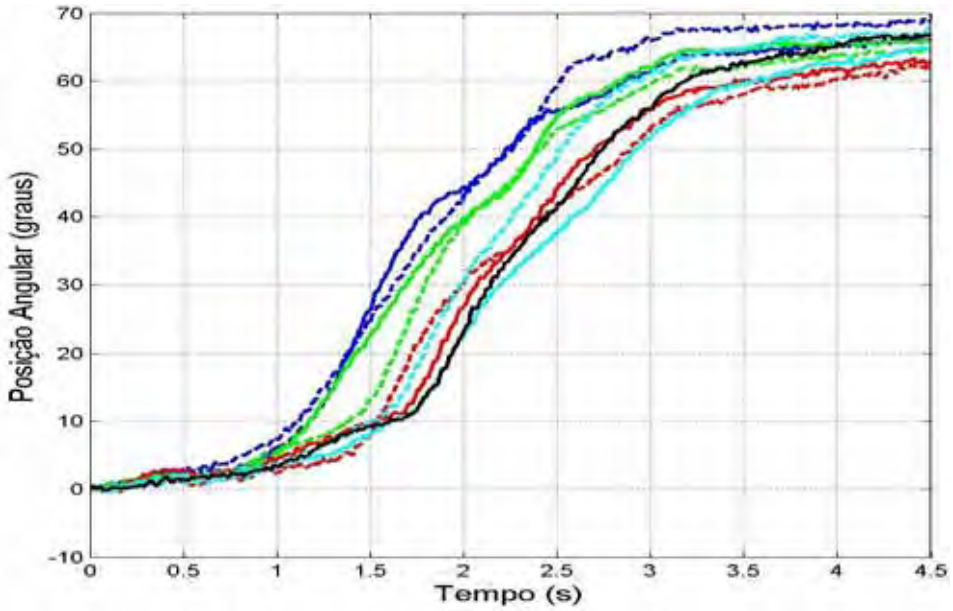
Figura 71 – Teste de repetibilidade: Voluntario H1- Dia 2.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Na figura 72 está ilustrado o terceiro dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário H1.

Figura 72 – Teste de repetibilidade: Voluntario H1- Dia 3.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Pode-se observar que todas as estimulações resultaram em variações angulares diferentes.

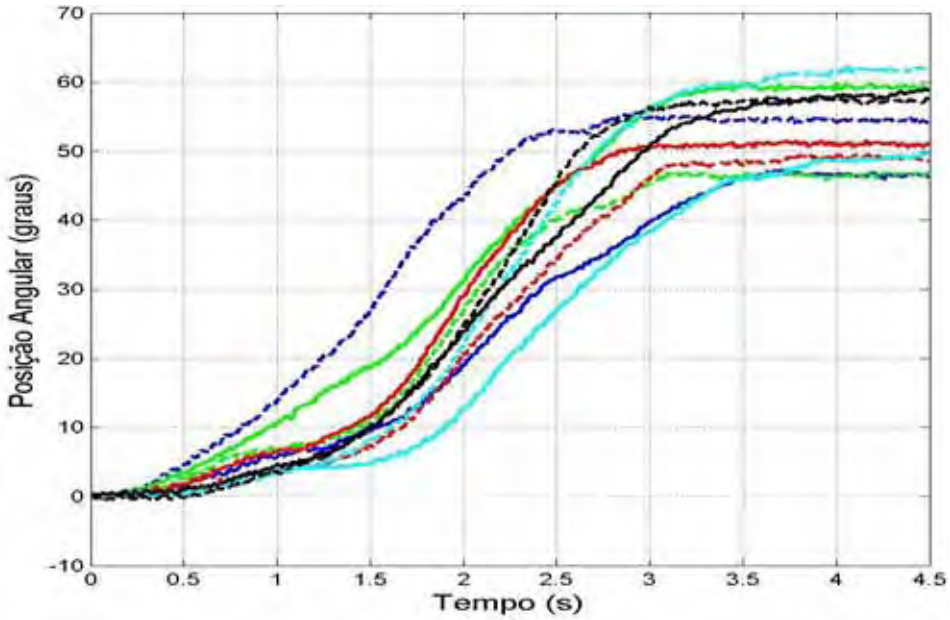
No primeiro dia, ocorreu a maior diferença entre as trajetórias e ângulos de estabilização. O menor ângulo de estabilização foi de aproximadamente 39° e o maior de 54°, havendo uma diferença de 15° entre o mínimo e máximo na estabilização.

No segundo dia, aplicou-se um sinal de eletroestimulação com as mesmas características e verificou-se que houve uma redução na diferença entre as trajetórias e ângulos onde ocorreu a estabilização. Houve uma diferença de aproximadamente 4° entre mínimo e máximo ângulo de estabilização. Nas subidas dos ângulos houve diferença, mas pode-se notar certa tendência, o que não ocorreu no primeiro dia.

No terceiro dia, aplicou-se um sinal de eletroestimulação com uma amplitude um pouco maior que os dois dias anteriores, e como se esperava os valores em que os ângulos se estabilizaram também foram maiores que dos dias anteriores. Ocorreram também divergências nas trajetórias e a maior diferença entre o menor e maior ângulo de estabilização foi de aproximadamente 7°.

Nas figuras 73, 74 e 75 pode-se verificar testes de repetibilidade do voluntário H2. Na figura 73 está ilustrado o primeiro dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário H2.

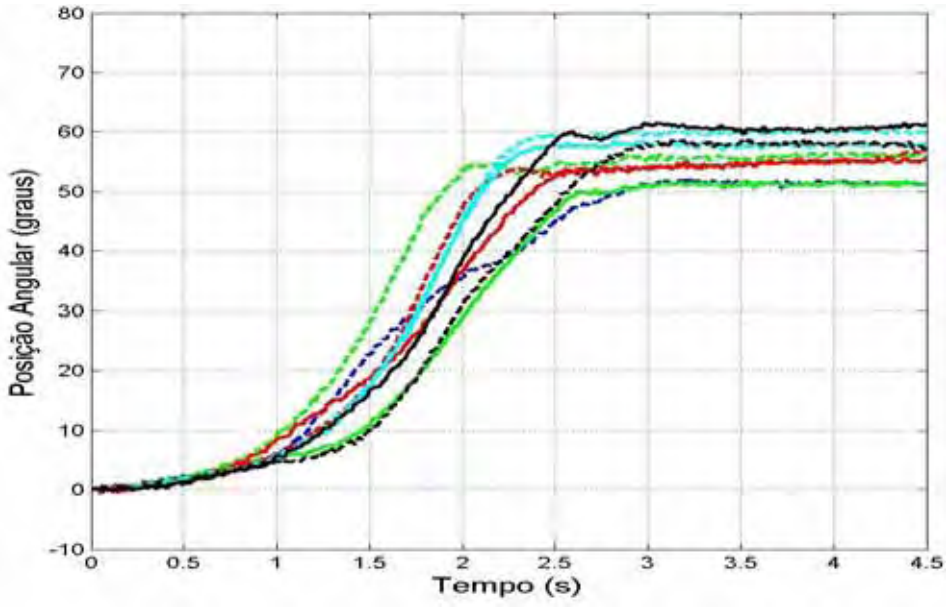
Figura 73 – Teste de repetibilidade: Voluntario H2- Dia 1.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Na figura 74 está ilustrado o segundo dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário H2.

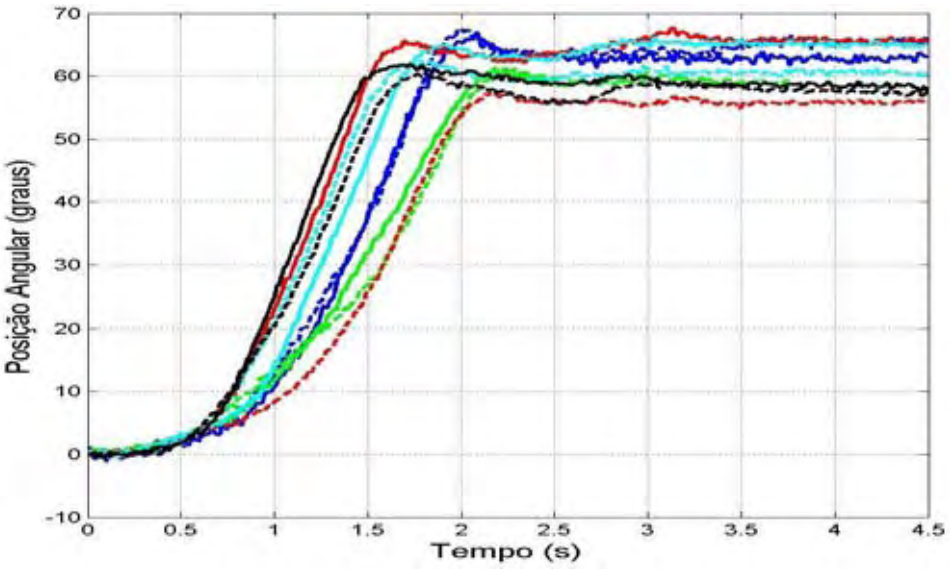
Figura 74 – Teste de repetibilidade: Voluntario H2- Dia 2.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Na figura 75 está ilustrado o terceiro dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário H2.

Figura 75 – Teste de repetibilidade: Voluntario H2- Dia 3.




Fonte: Elaborada pelo autor.

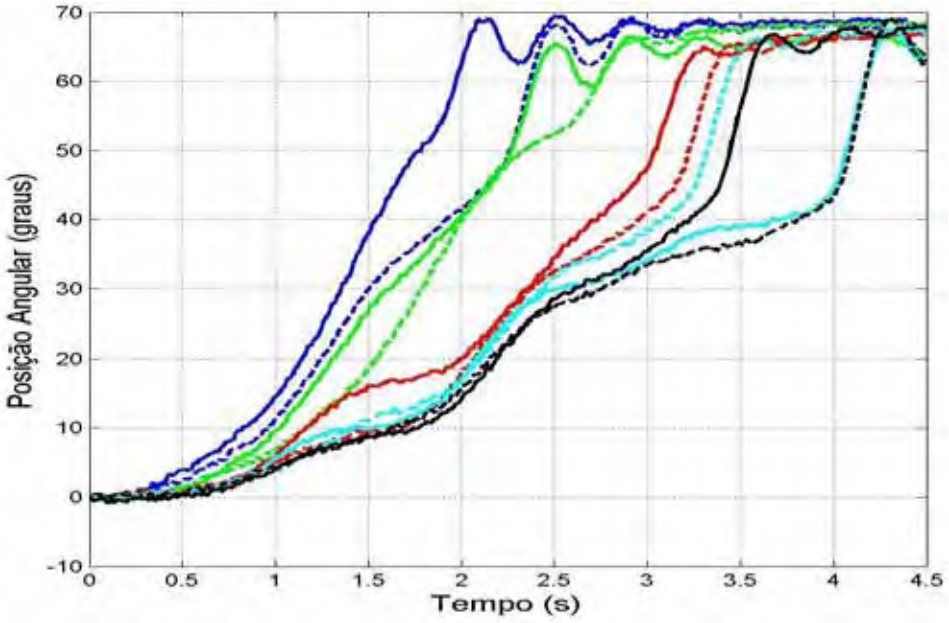
No primeiro dia do H2, como no voluntário H1, ocorreu a maior diferença entre as trajetórias e ângulos de estabilização. O menor ângulo de estabilização foi de aproximadamente 46° e o maior de 62°, havendo uma diferença de 16° entre o mínimo e máximo na estabilização.

No segundo dia, aplicou-se um sinal de eletroestimulação com as mesmas características e verificou-se que houve uma redução na diferença entre as trajetórias e ângulos onde ocorreu a estabilização. O menor ângulo de estabilização foi de aproximadamente 51° e o maior de 61°, havendo uma diferença de 10° entre o mínimo e máximo na estabilização. Nas subidas dos ângulos houve diferença, mas pode-se notar também certa tendência, o que não ocorreu no primeiro dia.

No terceiro dia, aplicou-se um sinal de eletroestimulação com uma amplitude um pouco maior que nos dois dias anteriores, os valores em que os ângulos se estabilizaram também foram maiores que dos dias anteriores. Pode-se notar certa tendência nas trajetórias e a maior diferença de aproximadamente 9°.

Nas figuras 76, 77 e 78 estão dispostos os testes de repetibilidade do voluntário H3. Na figura 76 está ilustrado o primeiro dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário H3.

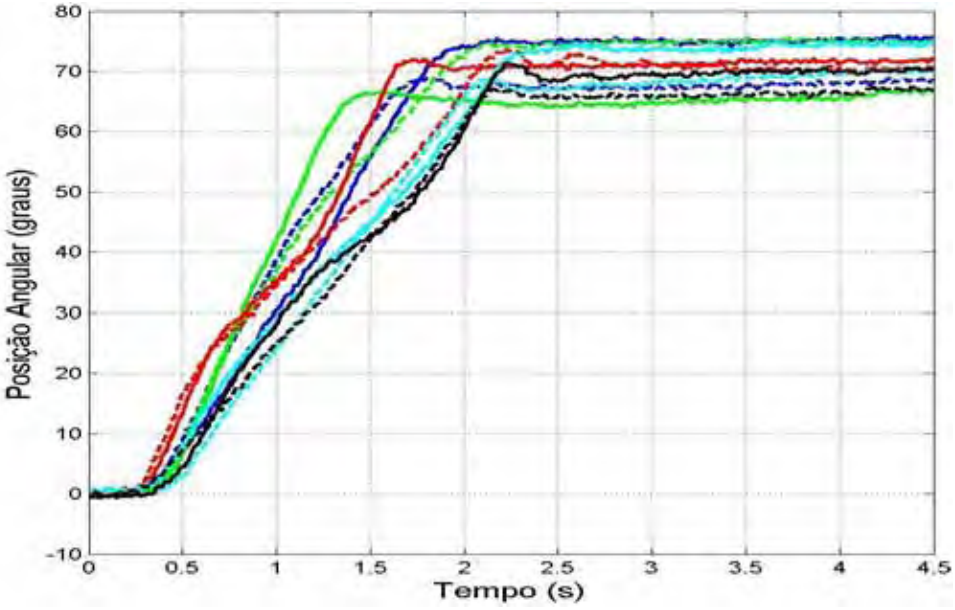
Figura 76 – Teste de repetibilidade: Voluntario H3- Dia 1.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Na figura 77 está ilustrado o segundo dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário H3.

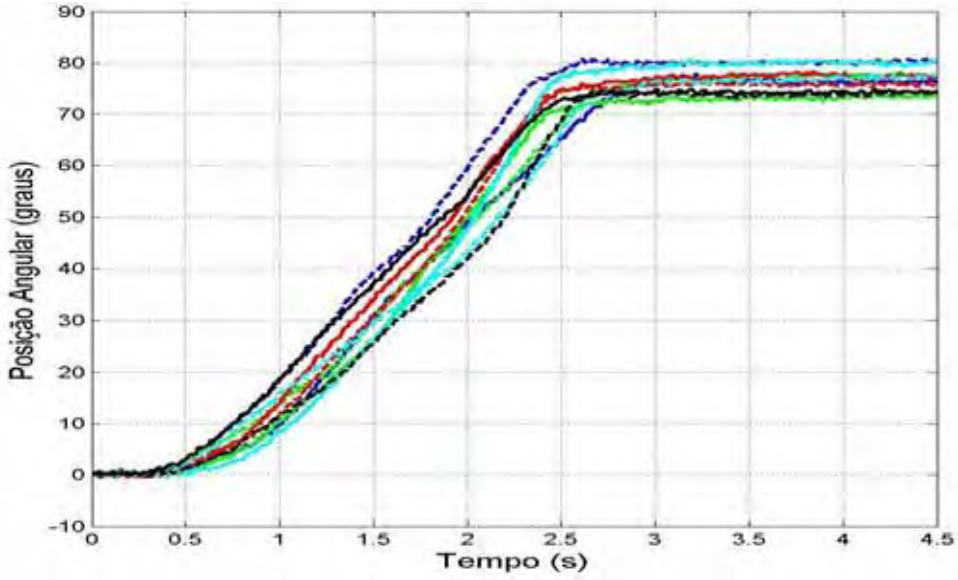
Figura 77 – Teste de repetibilidade: Voluntario H3- Dia 2.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Na figura 78 está ilustrado o terceiro dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário H3.

Figura 78 – Teste de repetibilidade: Voluntario H3- Dia 3.




Fonte: Elaborada pelo autor.

No primeiro dia do H3, como se pode verificar, ocorreu uma diferença muito mais acentuada entre as trajetórias e *overshoot*, mas não tão grande nos ângulos de estabilização.

No segundo dia aplicou um sinal de eletroestimulação com as mesmas características e verificou-se que as trajetórias tinham uma tendência e os ângulos de estabilização ficaram numa faixa semelhante a dos indivíduos anteriores, H1 e H2, com um menor ângulo em aproximadamente 68° e maior em 76°, havendo uma diferença de 9° entre o mínimo e máximo.

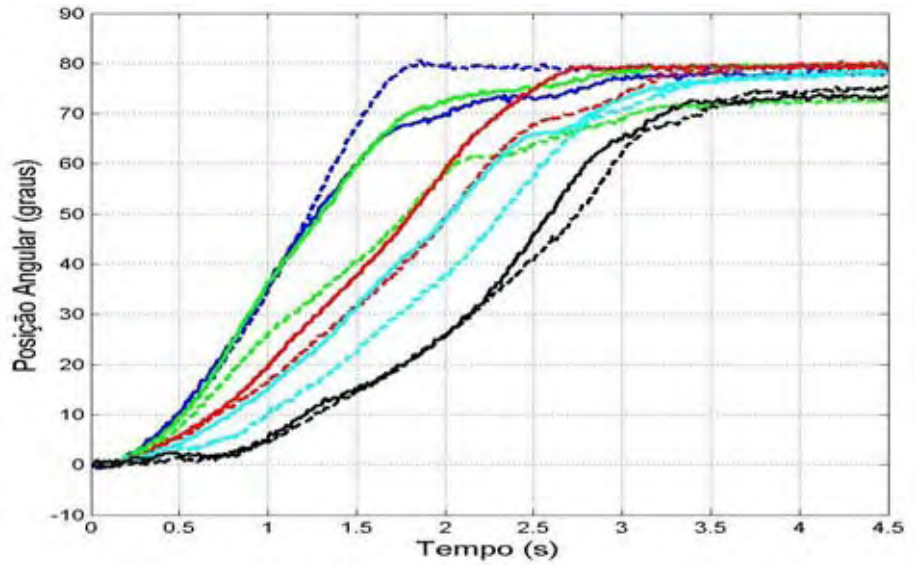
No terceiro dia aplicou-se um sinal de eletroestimulação com uma amplitude um pouco maior que a dois dias anteriores, os valores em que os ângulos se estabilizaram também foram maiores que dos dias anteriores. Houve uma tendência muito maior na trajetória de subida e os ângulos de estabilização também foram mais próximos.

### *7.2.2 Eletroestimulação em Malha Aberta - Mulheres Hígidas*

Nas figuras 79 e 80 estão dispostos os testes de repetibilidade do voluntário H6.

Na figura 79 está ilustrado o primeiro dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário H6.

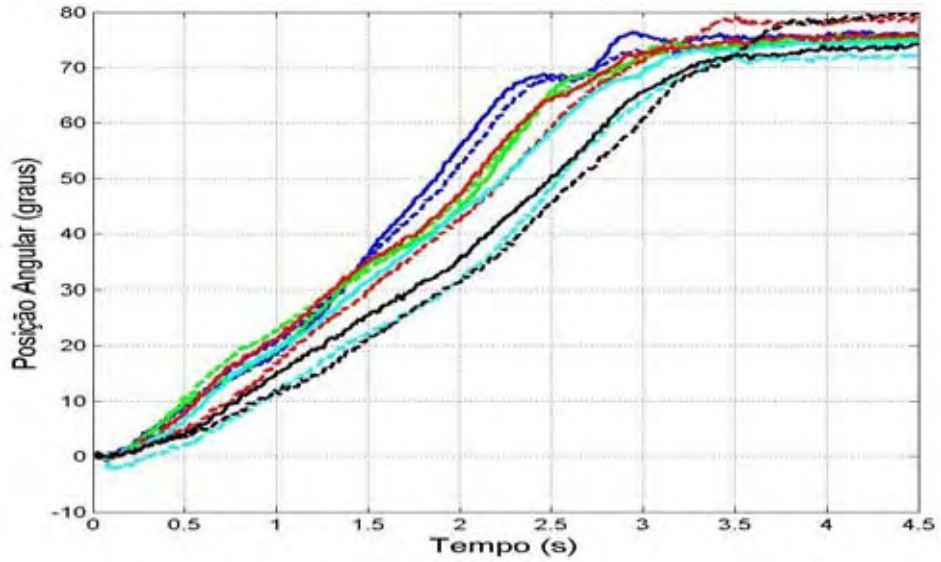
Figura 79 – Teste de repetibilidade: Voluntario H6- Dia 1.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Na figura 80 está ilustrado o segundo dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário H6.

Figura 80 – Teste de repetibilidade: Voluntario H6- Dia 2.

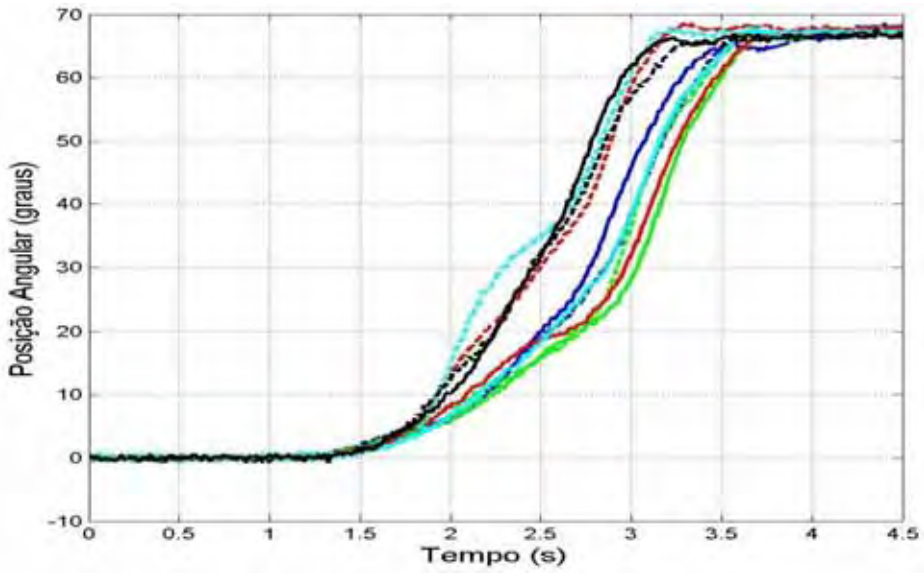



Fonte: Elaborada pelo autor.

Como ocorrido nos testes com homens hígidos, no primeiro dia de testes a subida foi mais esparsa e no segundo dia com uma maior tendência, e os ângulos de estabilização mantiveram dentro de uma faixa 9°entre o menor e o maior.

Nas figuras 81 e 82 estão dispostos os testes de repetibilidade do voluntário H7. Na figura 81 está ilustrado o primeiro dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário H7.

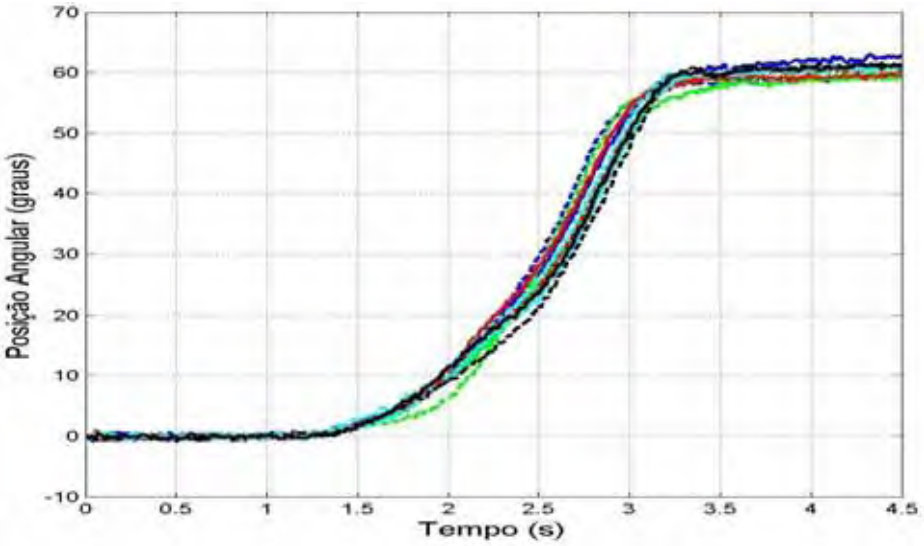
Figura 81 – Teste de repetibilidade: Voluntario H7- Dia 1.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Na figura 82 está ilustrado o segundo dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário H7.

Figura 82 – Teste de repetibilidade: Voluntario H7- Dia 2.



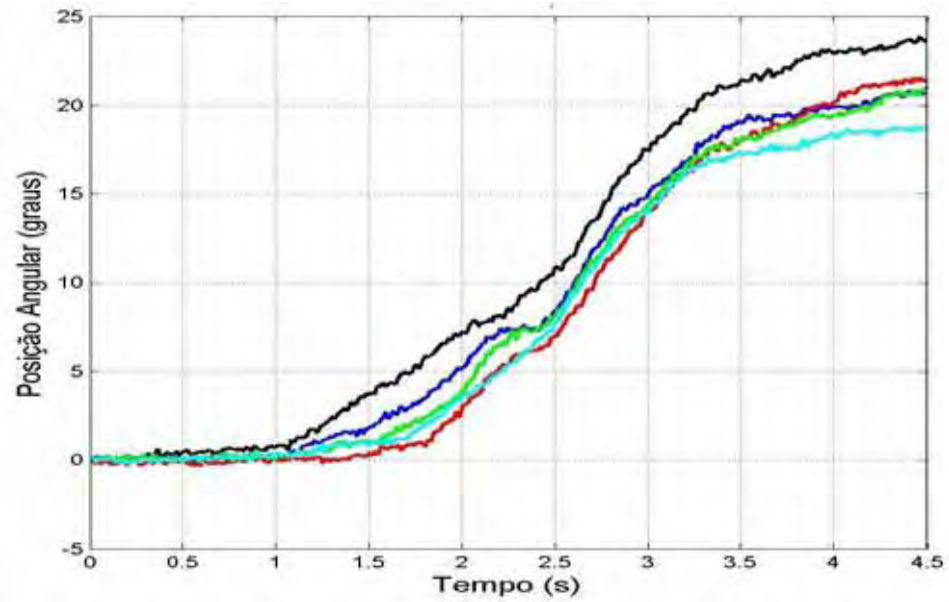

Fonte: Elaborada pelo autor.

No primeiro dia de testes, a subida foi esparsa, mas muito próximos os ângulos de estabilização. No segundo dia as respostas dos testes foram muito semelhantes, tanto na subida quanto na estabilização.

### *7.2.3 Eletroestimulação em Malha Aberta – Homens Peraplégicos*

Nas figuras 83 e 84 estão dispostos os testes de repetibilidade do voluntário P1. Na figura 83 está ilustrado o primeiro dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário P1.

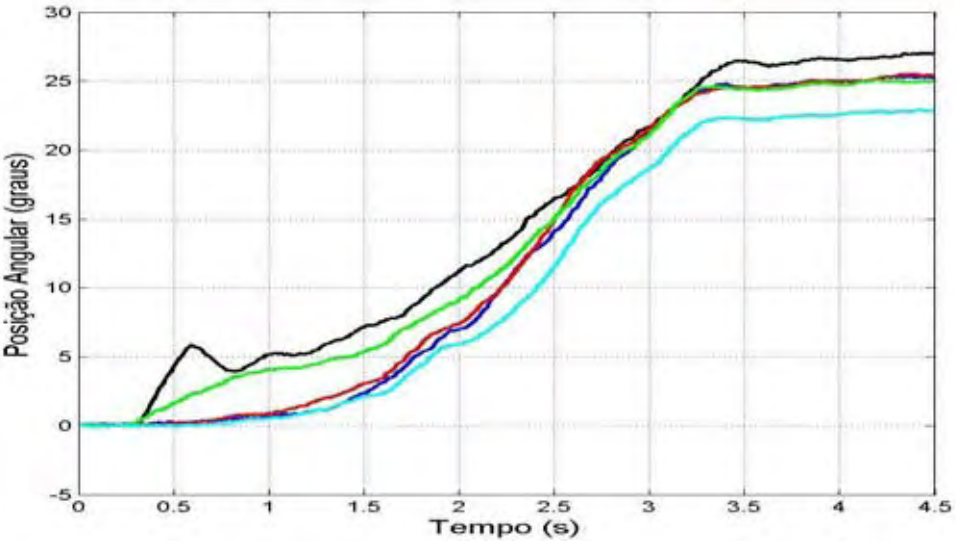
Figura 83 – Teste de repetibilidade: Voluntario P1- Dia 1.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Na figura 84 está ilustrado o segundo dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário P1.

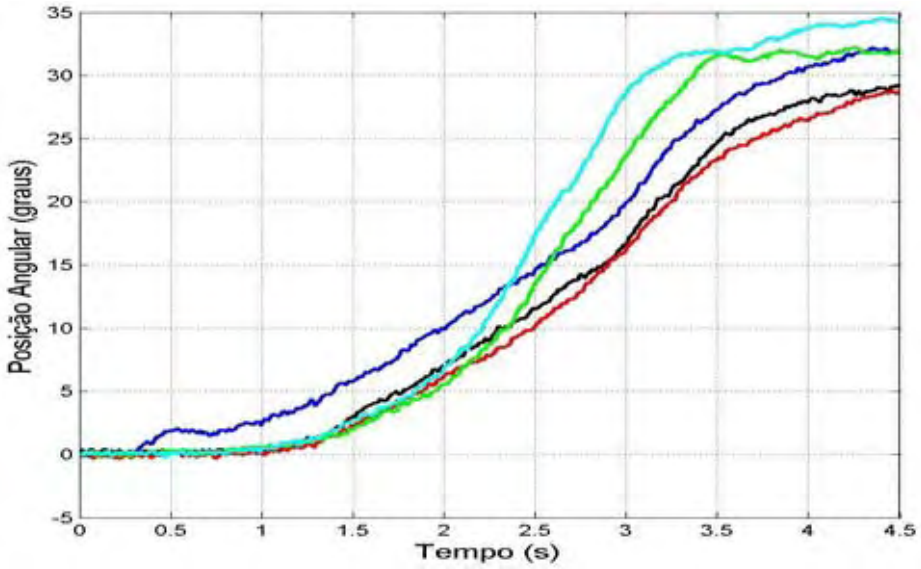
Figura 84 – Teste de repetibilidade: Voluntario P1- Dia 2.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Nas figuras 85 e 86 estão dispostos os testes de repetibilidade do voluntário P1. Na figura 85 está ilustrado o primeiro dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário P2.

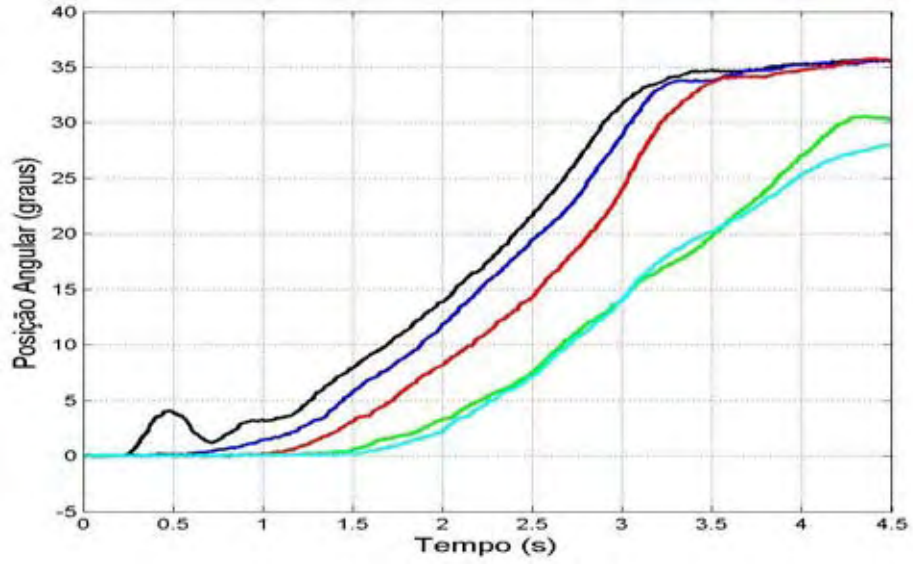
Figura 85 – Teste de repetibilidade: Voluntario P2- Dia 1.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Na figura 86 está ilustrado o segundo dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário P2.

Figura 86 – Teste de repetibilidade: Voluntario P2- Dia 2.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Os voluntários P1 e P2 tiveram paralisia cerebral (PC) e tem sensibilidade no membro inferior, apesar de não ter controle voluntário sobre o mesmo. Quando

questionados, relatavam as suas sensações em relação à eletroestimulação aplicada.

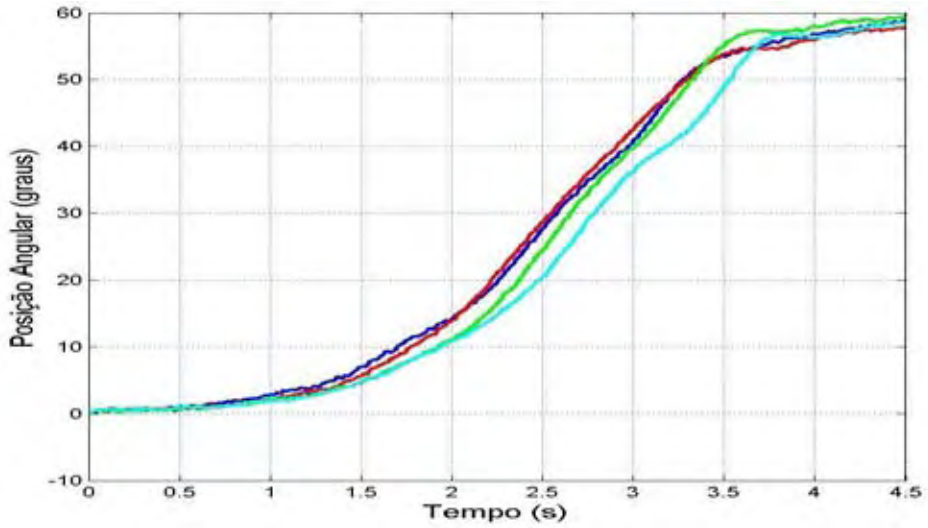
Como se pode observar os resultados foram semelhantes aos voluntários hígidos. Cabe ressaltar que no voluntario P2, no segundo dia, foram aplicados dois estímulos com uma intensidade menor que as outras três.

Nas figuras 87 e 88 são mostrados os testes de repetibilidade de dois voluntários, P3 e P4, paraplégicos, consequência de trauma e que não tem sensibilidade e nem controle voluntário sobre o membro inferior. Quando questionados, relatavam que não tinham sensações no quadríceps em relação à eletroestimulação aplicada.

Não foi possível registrar muitos testes com estes voluntários.

Na figura 87 está ilustrado o primeiro dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário P3.

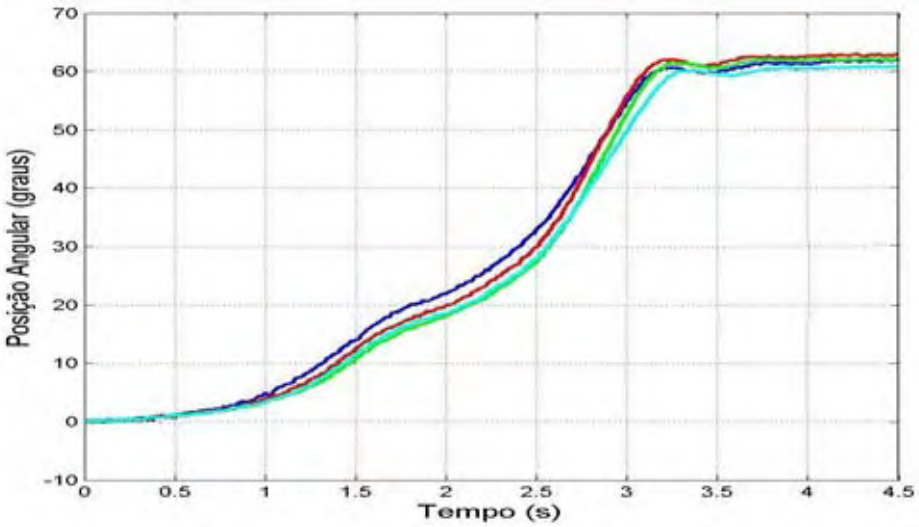
Figura 87 – Teste de repetibilidade: Voluntario P3- Dia 1.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Na figura 88 está ilustrado o primeiro dia de testes com aplicação de eletroestimulação no voluntário P4. Neste voluntário, devido a grande massa do quadríceps, se fez necessário a utilização de dois canais de eletroestimulação, um para ativar o musculo reto femoral e outro canal para o vasto lateral.

Figura 88 – Teste de repetibilidade: Voluntario P4- Dia 1.




Fonte: Elaborada pelo autor.

No primeiro dia destes voluntários, os resultados se mostraram com uma tendência muito maior e ângulos de estabilização muito mais próximos.

Seriam prematuras maiores conclusões neste momento, mas se pode perceber algumas tendências em alguns casos que vão de acordo com algumas literaturas, principalmente no que tange à repetibilidade dos movimentos quando se aplica o mesmo estimulo elétrico devido a vários fatores, sendo um deles o reflexo.

Os autores acreditam serem necessários mais testes com um maior número de voluntários e também um ciclo com maior duração para cada indivíduo.

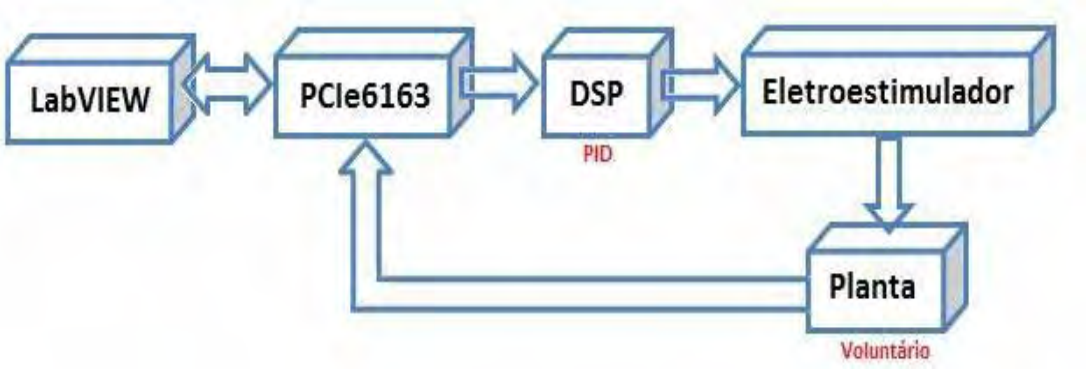
# 8 ELETROESTIMULAÇÃO EM MALHA FECHADA

Neste capítulo, descreve-se um sistema de eletroestimulação em malha fechada, utilizando controladores PID e *Fuzzy* Takagi-Sugeno, para controlar a posição da perna de voluntários hígidos e paraplégicos.

## 8.1 Eletroestimulação em Malha Fechada Utilizando PID

Utilizando o programa LabVIEW e um DSP (Processador Digital de Sinais), implementou-se um sistema de eletroestimulação em malha fechada, para controlar a posição da perna de voluntários com um controlador PID (KOZAN, 2012). Na figura 89 mostra-se o diagrama de blocos deste sistema.

Figura 89 – Diagrama de blocos do sistema em malha fechada com PID.




Fonte: Elaborada pelo autor.

O primeiro passo para desenvolver o controlador PID foi a identificação da planta a ser controlada. Inicialmente, determinaram-se os parâmetros de um modelo matemático que relaciona o estímulo elétrico aplicado com a posição angular da perna de um voluntário.

O modelo matemático escolhido foi o de ordem zero no numerador e segunda ordem no denominador. Esse modelo foi escolhido, baseado nos estudos de Law e Shields (2006) e Kozan (2012). Baseando-se nesta planta, projetou-se um controlador PID.

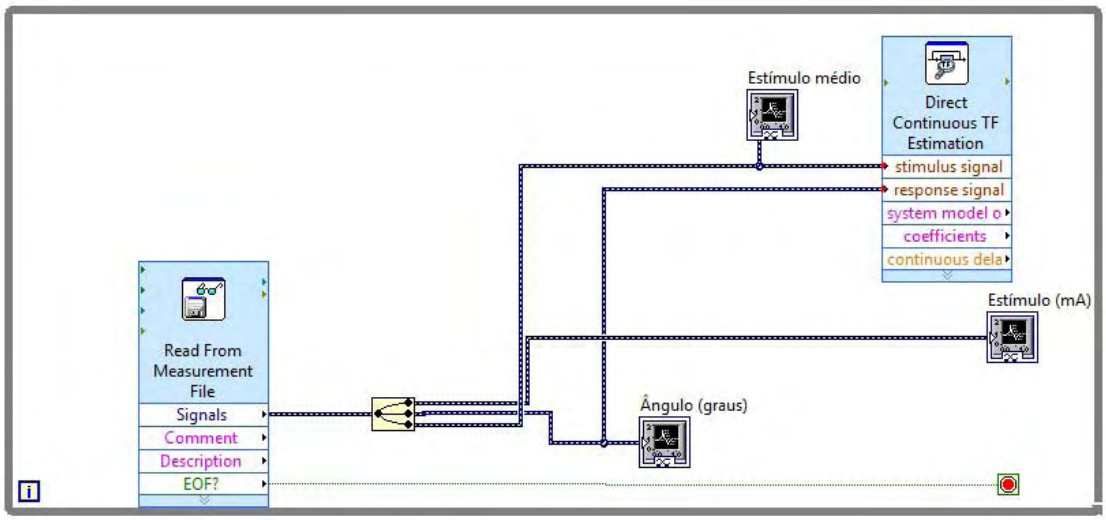
### *8.1.1 Identificação e Projeto do Controlador PID*

A identificação foi realizada de forma experimental, aplicando-se um sinal com as características de degrau (figura 65) e fazendo-se a aquisição dos sinais de entrada, (sinal de eletroestimulação) e saída (posição angular da perna), conforme o “Protocolo de Identificação” descrito no Capítulo 6 e Tabela A3.3 no Anexo 3.

Após a realização dos testes de identificação, os vetores armazenados foram utilizados no programa de identificação desenvolvido no LabVIEW (KOZAN, 2012).

O diagrama do programa de identificação no LabVIEW é mostrado na figura 90.

Figura 90 – Implementação do Sistema de identificação no LabVIEW.



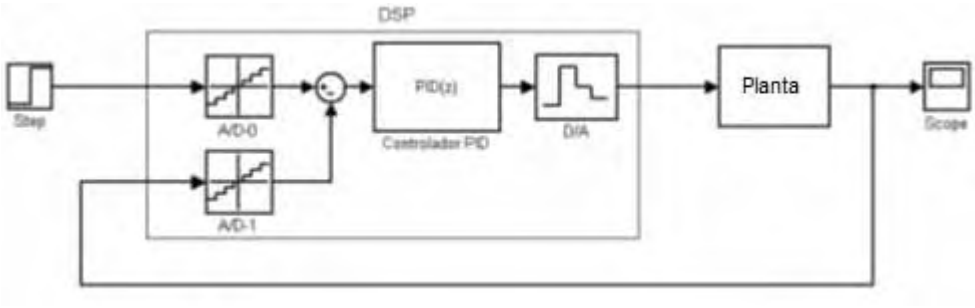

Fonte: Kozan (2012)

Utiliza-se o bloco *"Transfer Function Estimation"* para obter os parâmetros do modelo matemático que relaciona o estímulo aplicado com a posição angular da perna do voluntário e os parâmetros do controlador.

### *8.1.2 Resposta do Controlador Projetado*

O passo seguinte foi utilizar o MATLAB para verificar a resposta do controlador projetado, para um ângulo de referência de 45°, atuando sobre a planta identificada. Na Figura 91, mostra-se o diagrama de blocos do sistema controlador-planta no *Simulink*.

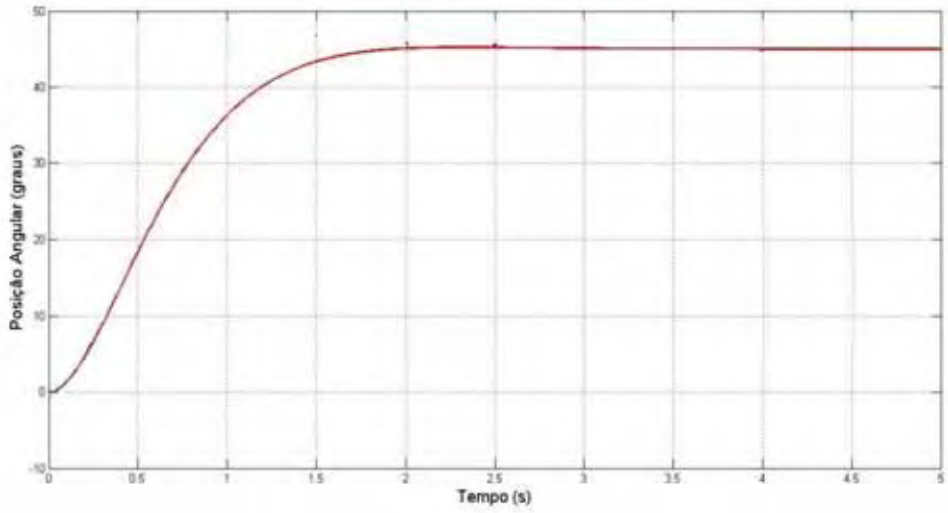
Figura 91 – Sistema controlador-planta no *Simulink*.




Fonte: Modificada de Kozan (2012)

Na figura 92 a resposta simulada do sistema.

Figura 92 – Sistema controlador-planta no *Simulink*.



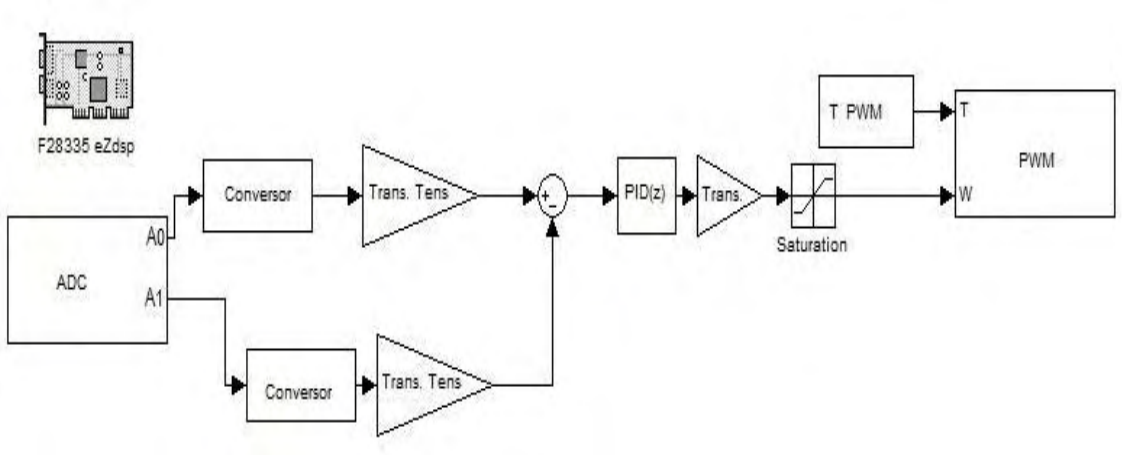

Fonte: Elaborada pelo autor.

### *8.1.3 Controlador PID Embarcado no DSP*

Uma vez verificada que a resposta é satisfatória, como visto na figura 92, o próximo passo é a discretização do controlador para embarcá-lo no DSP.

Na figura 93 mostra-se o diagrama de blocos do algoritmo de controle PID embarcado no DSP.

Figura 93 – Algoritmo de controle PID embarcado no DSP.




Fonte: Elaborada pelo autor.

O algoritmo desenvolvido possui duas entradas analógicas, $AD_0$ que recebe a tensão referente ao ângulo de referência, e a entrada $AD_1$ que recebe a tensão do ângulo real medido com eletrogoniômetro, ambos enviados pelo LabVIEW, que trabalha como realimentação para o sistema.

O sinal de referência é, então, subtraído da realimentação e, posteriormente, vai para o bloco PID, que foi configurado para ter uma saída de “0” a “1”, na qual “0” representa uma largura de pulso igual a 0μs, e “1” a máxima largura que é 250μs.

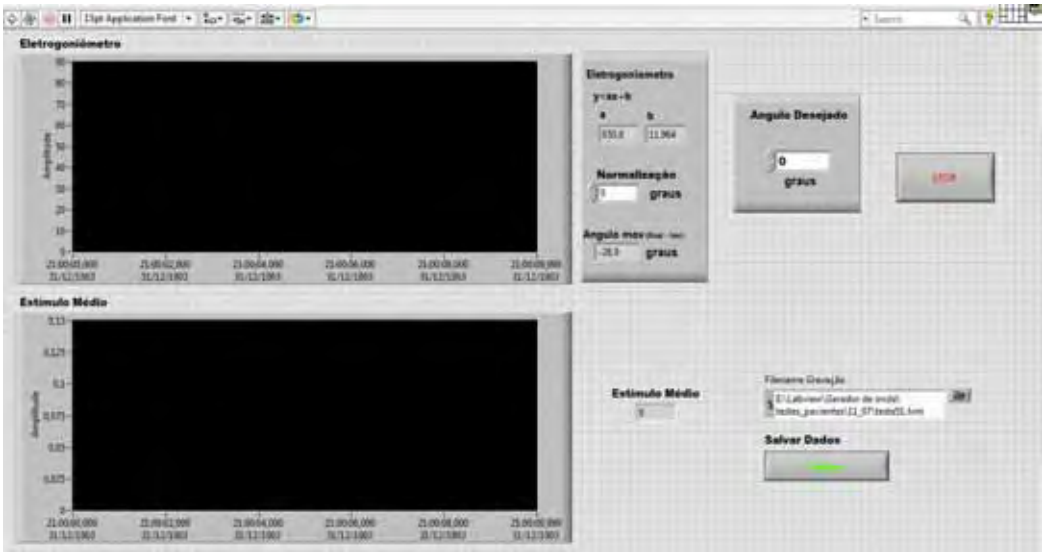
### *8.1.4 Implementação do Programa no LabVIEW para a Realizar Testes com Controle PID no DSP*

Foi elaborado e implementado um programa no LabVIEW para a realização dos testes de controle da posição da perna. Neste programa, o usuário do sistema define o valor do ângulo que a perna deverá alcançar.

Esse programa possui uma entrada analógica para monitorar o deslocamento angular do eletrogoniômetro durante o experimento, e duas saídas analógicas que fornecem o ângulo de referência e o ângulo atual medido para o DSP. Então, o dispositivo calcula qual será o valor da largura de pulso, entre “0” a “1”, a ser aplicada no próximo ciclo de controle.

A tela do programa desenvolvido no LabVIEW é vista na Figura 94.

Figura 94 – Tela do programa no LabVIEW para a testes com controle.



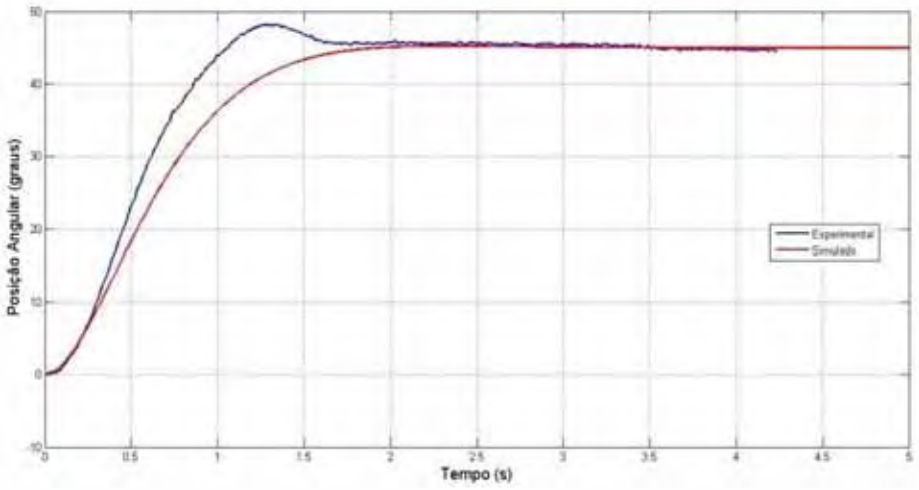

Fonte: Kozan (2012)

### *8.1.5 Testes PID com Voluntários*

Nas figuras 95 e 96 são apresentados os resultados de dois testes realizados com um voluntário hígido (voluntário H2, Tabela 1). São dois testes realizados com dois controladores distintos.

O primeiro controlador foi projetado no dia anterior à implementação prática, ou seja, no dia anterior a aplicação em malha fechada foi realizada a identificação e depois projetado um controlador, então no dia seguinte foi aplicado no voluntário. Na figura 95 está apresentado o resultado da implementação deste primeiro controlador.

Figura 95 – Controlador projetado no dia anterior e aplicado no voluntário H2.

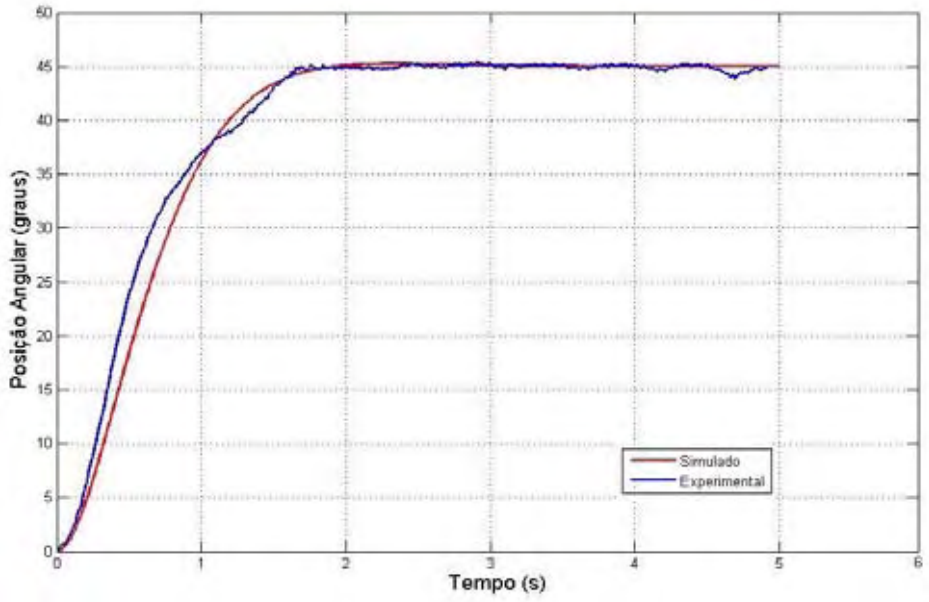



Fonte: Elaborada pelo autor.

O segundo controlador foi projetado no dia da implementação, ou seja, no mesmo dia foi realizada a identificação, na sequência projetado um controlador, e então foi aplicado no voluntário. O voluntário não saiu da cadeira de testes para evitar alterar o posicionamento do mesmo.

Na figura 95 está apresentado o resultado da implementação deste segundo controlador.

Figura 96 – Controlador projetado e na sequência aplicado no voluntário H2.




Fonte: Elaborada pelo autor.

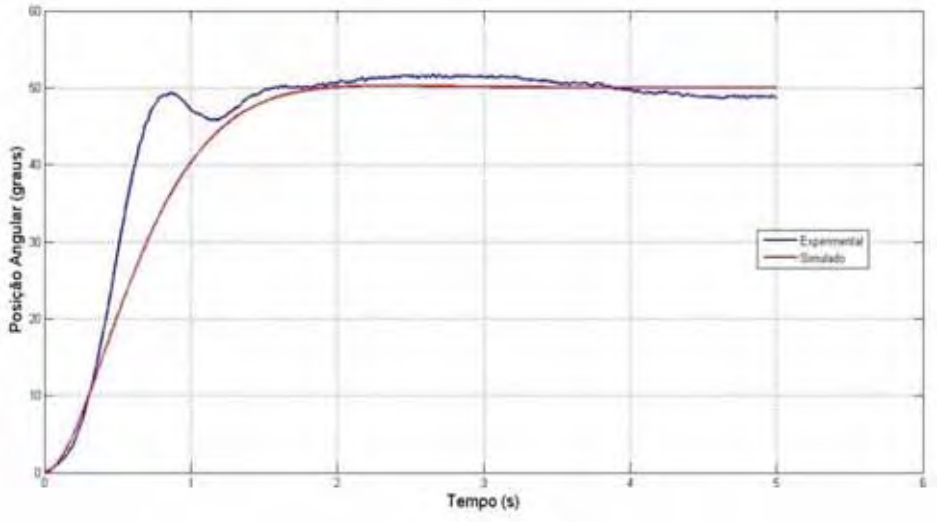
A resposta apresentada na figura 96, do controlador projetado e implementado no mesmo dia, se mostra mais próxima da simulada que a resposta apresentada na figura 95, do controlador projetado no dia anterior.

Essa variação pode ter ocorrer por diversos motivos, como fisiológicos, psicológico, posicionamento na cadeira, dentre outros.

Na figura 97 está demonstrado o resultado do teste realizado com um paraplégico (voluntário P4, Tabela 1).

O controlador foi projetado no dia anterior a implementação prática, ou seja, no dia anterior a aplicação em malha fechada foi realizada a identificação e depois projetado um controlador, então no dia seguinte foi implementado.

Figura 97 – Controlador aplicado no voluntário P4.




Fonte: Elaborada pelo autor.

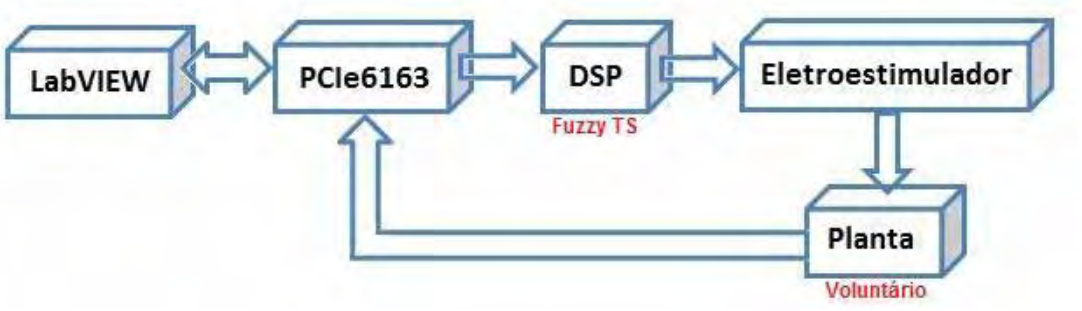
A resposta do controlador projetado não ficou como a simulada, mas se mostra tendendo à estabilidade e com um pequeno erro de regime.

Não houve tempo hábil, como no voluntário H2, de identificar, projetar e implementar um controlador no mesmo dia no voluntário P4, e então poder avaliar o resultado. Estes testes serão realizados em uma próxima etapa.

## 8.2 Eletroestimulação em Malha Fechada - Fuzzy Takagi-Sugeno

Utilizando o *software* LabVIEW e um DSP, implementou-se um sistema de eletroestimulação em malha fechada, para controlar a posição da perna de voluntários, com um controlador *Fuzzy* Takagi-Sugeno (*Fuzzy* -TS). O diagrama de blocos deste sistema é mostrado na figura 98.

Figura 98 – Diagrama de blocos do sistema em malha fechada com *Fuzzy* (TS).




Fonte: Elaborada pelo autor.

O primeiro passo para desenvolver um controlador é a identificação da planta a ser controlada. O objetivo é encontrar os parâmetros de um modelo matemático que relacione o estímulo elétrico aplicado com a posição angular da perna do voluntário e, então, baseado nesta planta, projetar um controlador *Fuzzy* (TS).

### *8.2.1 Identificação para Projeto do Controlador Fuzzy Takagi-Sugeno*

A identificação para desenvolver o controlador *Fuzzy* Takagi-Sugeno deve ser realizada em duas etapas. Primeiro identifica-se a largura de pulso **$P_0$** necessária para sustentar a perna em um ângulo de 45°. Em seguida aplica-se um sinal com características de rampa (Figura 65a) e faz-se a aquisição dos sinais de entrada, (sinal de eletroestimulação) e saída (posição, velocidade e aceleração angular), conforme o "Protocolo de Identificação" descrito no Capítulo 5 e Tabela A3.3 no Anexo 3.

As equações do sistema são descritas em (67). Deseja-se obter o controle do sistema (32) utilizando dois modelos locais lineares dados em (91)-(95) considerando o ponto de operação $\theta_{vo} = \frac{\pi}{4} rad$, e período de amostragem T=0.02s.

### *8.2.2 Modelagem*

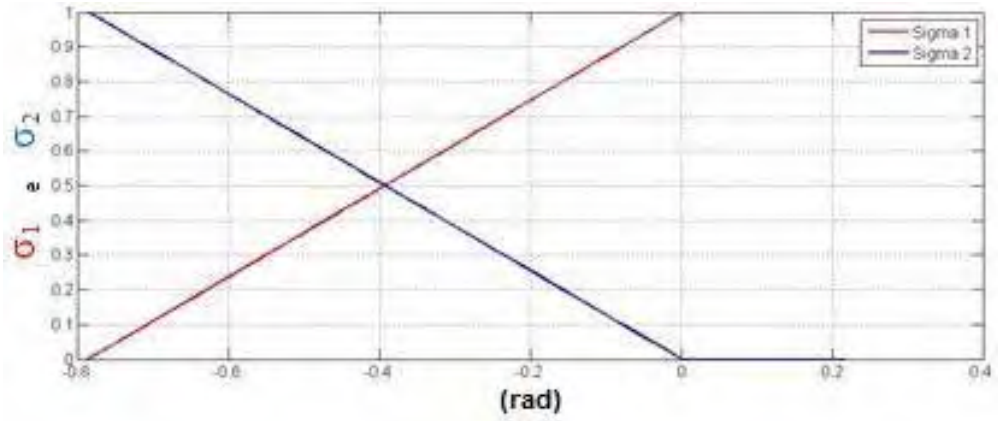
Após a realização dos testes de identificação, os vetores com os valores dos sinais de $\theta(kT)$, $\dot{\theta}(kT)$, $\ddot{\theta}(kT)$ e $P_0$ armazenados, são utilizados em um algoritmo, desenvolvido no MATLAB para gerar as funções de pertinência, modelos locais e controladores.

**Funções de Pertinência**

As funções de pertinência são utilizadas para combinar os modelos locais e têm papel fundamental no desenvolvimento do projeto de controle, pois são elas que determinam, dados os modelos locais, a forma de aproximação do modelo *Fuzzy* com relação ao modelo de simulação.

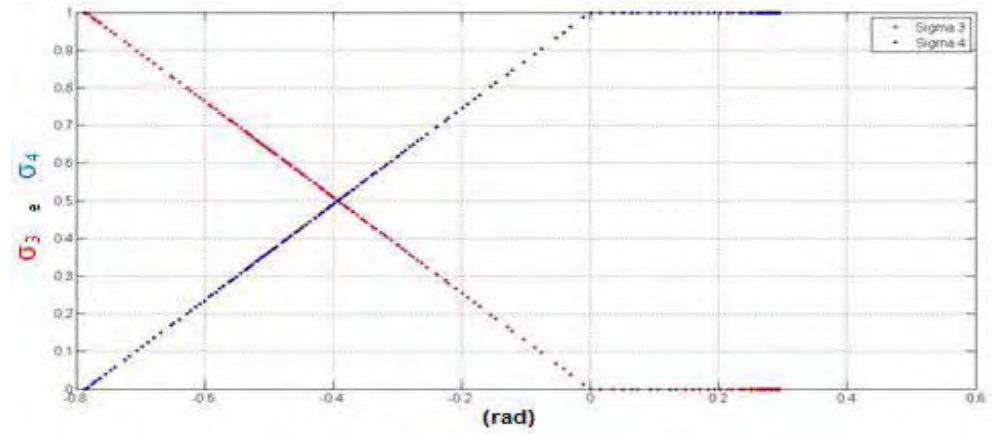
As figuras 99 e 100 ilustram as funções de pertinência $\sigma_i(KT), i = 1, \dots 4$.

Figura 99- Funções de pertinência σ1e σ2.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 100 - Funções de pertinência σ3 e σ4.




Fonte: Elaborada pelo autor.

**Modelos Locais**

Os modelos locais são obtidos resolvendo o problema de otimização dado em (103), com $\mathbf{E}_t$ definido pelas equações (99)-(100). Os valores dos modelos locais, obtidos com a solução de (103), são dados a seguir:

$$\mathbf{L}_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0.02 & 0 \\ 0 & 1 & 0.02 \\ -0.4452 & -19.2368 & 0.9224 \end{bmatrix}, \tag{109}$$

$$\mathbf{L}_2 = \begin{bmatrix} 1 & 0.02 & 0 \\ 0 & 1 & 0.02 \\ -0.4452 & -0.3602 & 0.9224 \end{bmatrix}, \tag{110}$$

$$\mathbf{L}_3 = \begin{bmatrix} 1 & 0.02 & 0 \\ 0 & 1 & 0.02 \\ -0.6761 & -1.1351 & 0.9224 \end{bmatrix}, \tag{111}$$

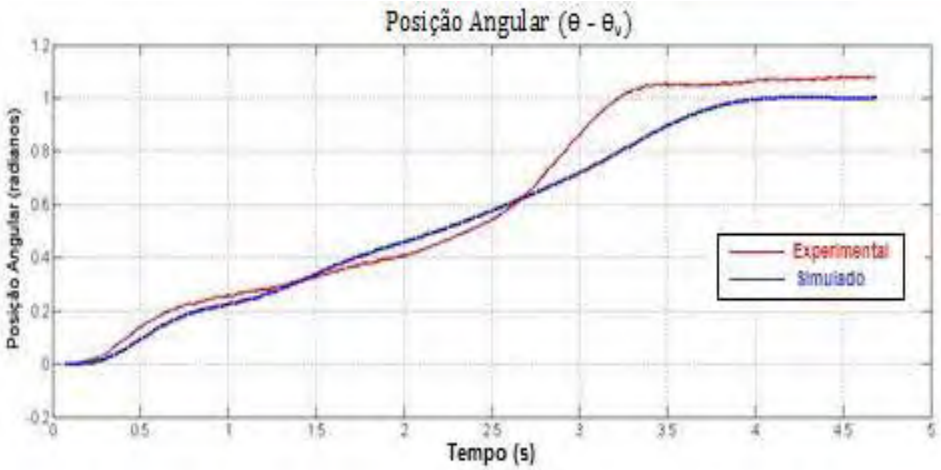
$$\mathbf{L}_4 = \begin{bmatrix} 1 & 0.02 & 0 \\ 0 & 1 & 0.02 \\ -0.6761 & 17.7415 & 0.9224 \end{bmatrix}. \tag{112}$$

$$\mathbf{V}_1 = \mathbf{V}_2 = \mathbf{V}_3 = \mathbf{V}_4 = V = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0.5173 \end{bmatrix} \tag{113}$$

Com $\gamma = 15.9333$.

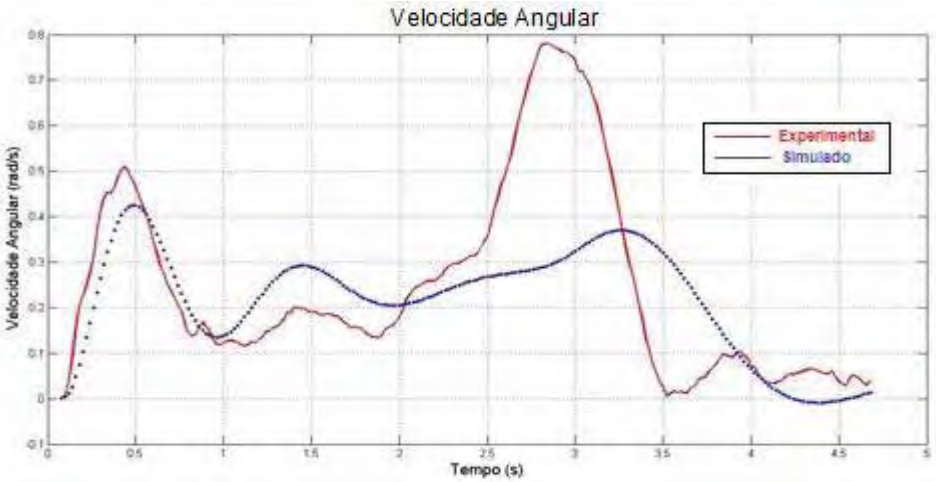
A figura 101 apresenta a variação angular da posição da perna e a função de aproximação obtida com os modelos locais.

Figura 101 - Posição angular (Θ - $\Theta_v$) e aproximação *Fuzzy*



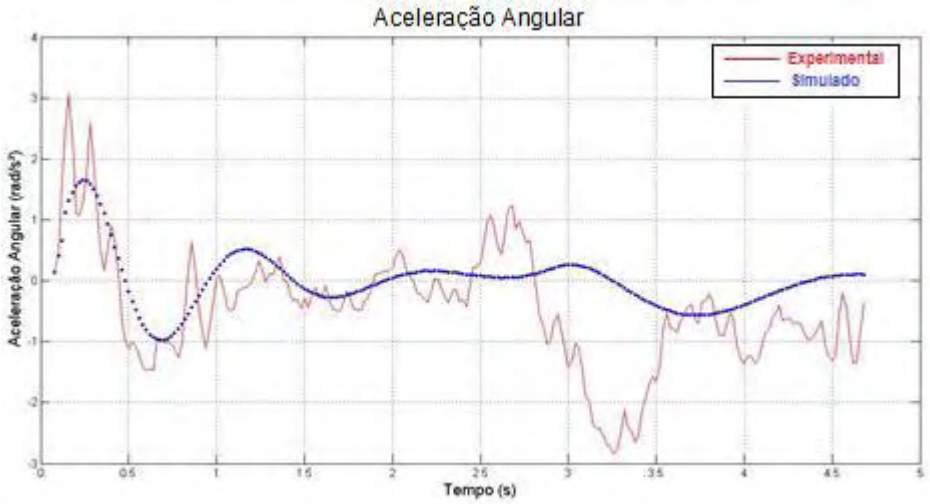

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 102 - Velocidade angular e aproximação *Fuzzy*.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 103 - Aceleração Angular e Aproximação *Fuzzy*.




Fonte: Elaborada pelo autor.

### *8.2.3 Projeto do Controlador Fuzzy Takagi-Sugeno*

Os controladores foram projetados considerando os modelos locais dados em (109)-(113) com $\mathbf{V}_i$ definido em (103).

**Estabilidade**

Definindo $\mathbf{X} = \mathbf{P}^{-1}$, $\mathbf{M}_i = \mathbf{F}_i\mathbf{X}$ , $i = 1, \dots, r$, tem-se que se (39) e (40) são factíveis e $\mathbf{X} = \mathbf{X}^{\mathrm{T}} > 0$, os ganhos do controlador que asseguram a estabilidade assintótica do sistema (22) realimentado com a lei de controle (34) são dados por $\mathbf{F}_i = \mathbf{M}_i\mathbf{X}^{-1}$, $i = 1, \dots, 4$.

Para a modelagem proposta com $\theta_{vo} = \pi/4\, rad$, dada em (32) considerando os modelos locais dados em (8.1)-(8.5), as LMIs (39) e (40) são factíveis para $\mathbf{X} = \mathbf{X}^{\mathrm{T}} > 0$, e os ganhos do controlador são obtidos utilizando o software MATLAB com o solver LMILAB e são dados por:

$$\mathbf{F}_1 = [0.1020 \quad -35.2115 \quad 1.9423],$$

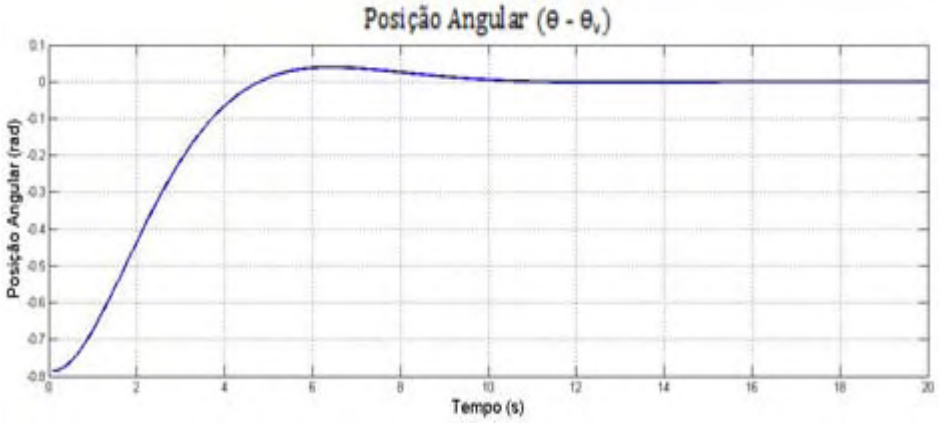
$$\mathbf{F}_2 = [0.1020 \quad 1.2728 \quad 1.9423],$$

$$\mathbf{F}_3 = [-0.3444 \quad -0.2250 \quad 1.9423],$$

$$\mathbf{F}_4 = [-0.3444 \quad 36.2593 \quad 1.9423].$$

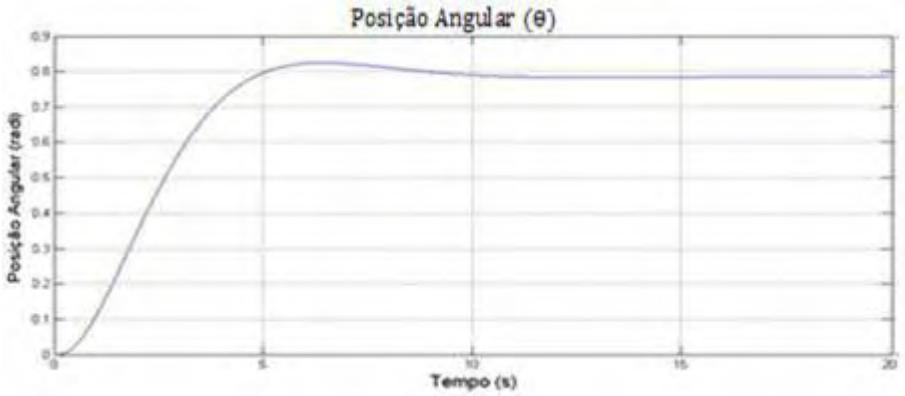
Nas Figuras 104, 105, 106, 107 e 108 são apresentados os resultados da simulação do projeto do controlador considerando a estabilidade e condições iniciais $\left(\theta_v\ ,\dot{\theta}_v\ ,\ddot{\theta}_v, P_0\ \right) = (0.00005,\ 0.00144\ , 0.1318, 0.79\ )$.

Figura 104 - Posição angular com projeto do controlador ($\Theta$-$\Theta_0$).



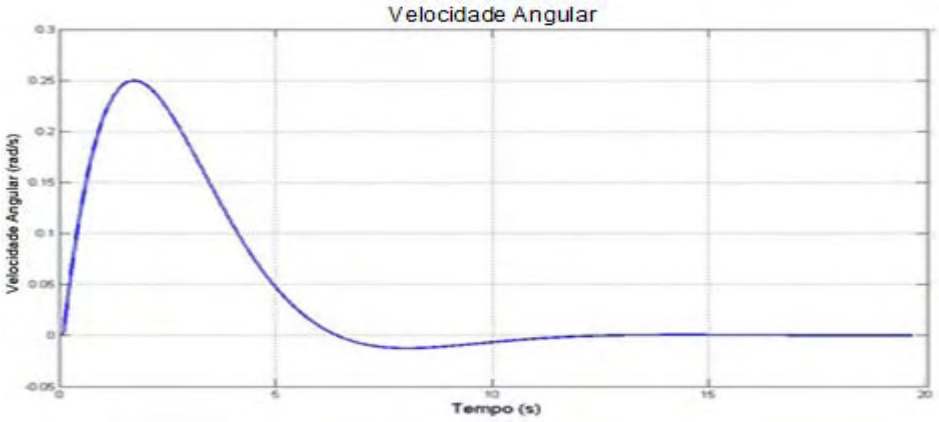

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 105 - Posição angular com projeto do controlador.



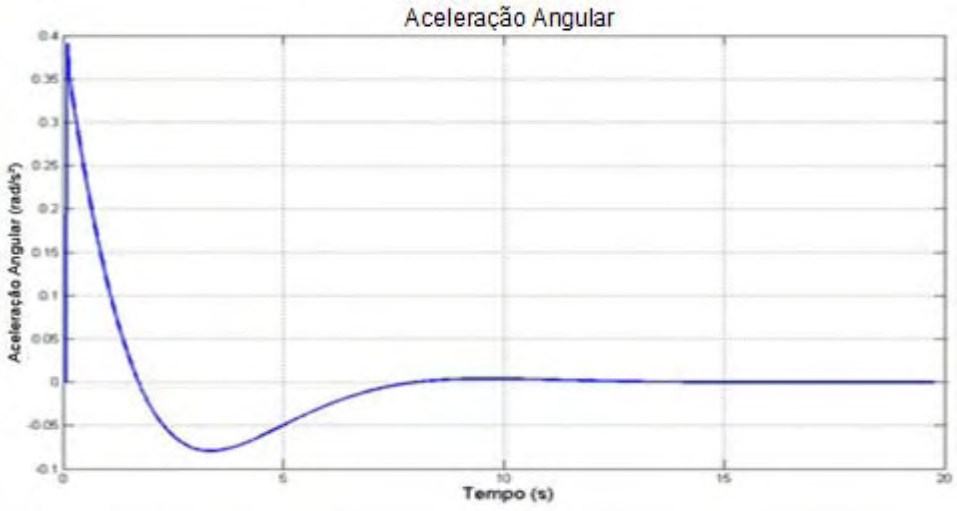

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 106- Velocidade angular com projeto do controlador



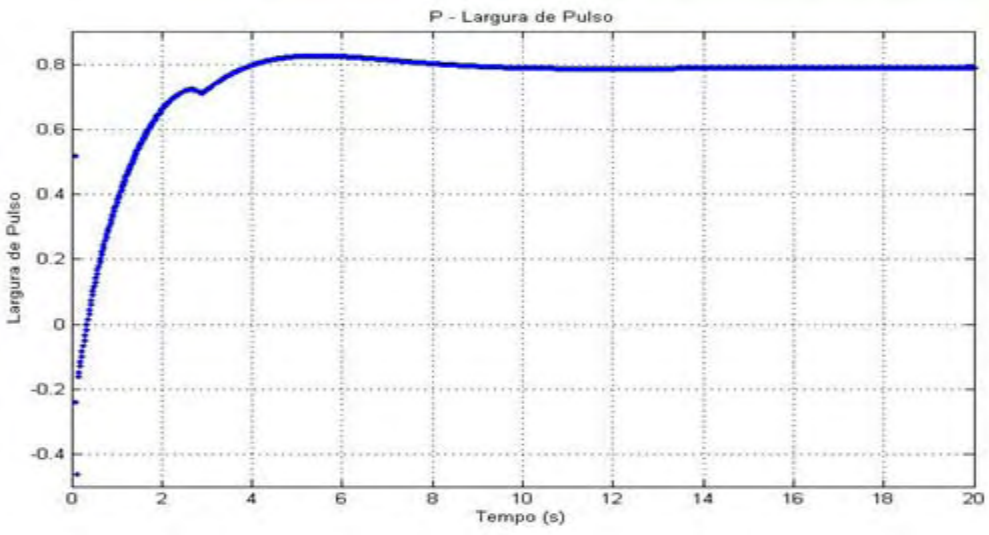

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 107 - Aceleração angular com projeto do controlador




Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 108 - Largura de pulso com projeto do controlador




Fonte: Elaborada pelo autor.

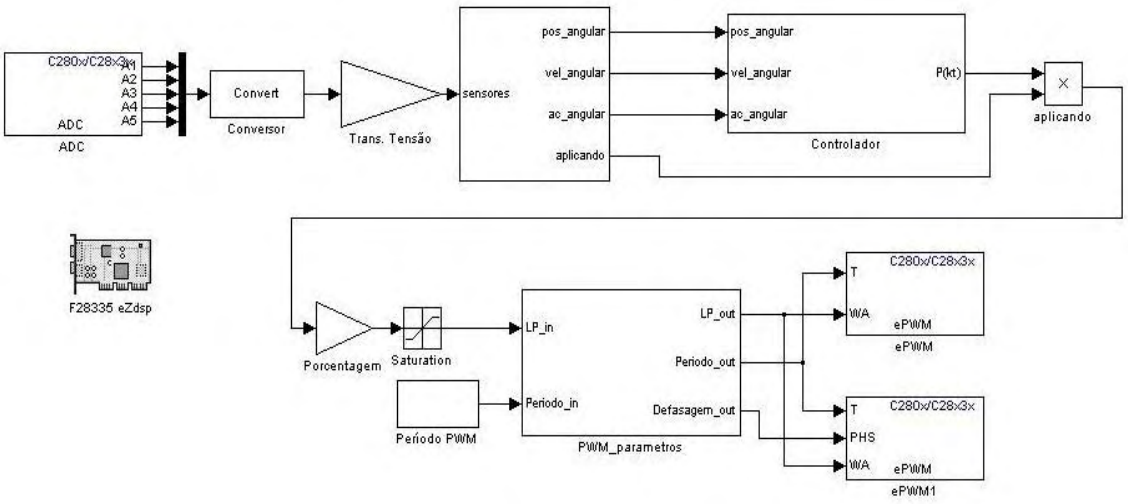
Observando-se as figuras 104-108 acima, constata-se que a estabilidade é garantida e que a largura de pulso não está no intervalo [0-1].

### *8.2.4 Implementação do Controlador Fuzzy (TS) no DSP*

Uma vez verificada que a resposta da simulação é satisfatória, o próximo passo é embarcar o controlador no DSP.

Na figura 109 mostra-se como foi elaborado o algoritmo de controle *Fuzzy* (TS) embarcado no DSP.

Figura 109 – Algoritmo de controle *Fuzzy* (TS) embarcado no DSP.




Fonte: Elaborada pelo autor.

O algoritmo desenvolvido possui quatro entradas analógicas, a entrada $AD_0$ que é o ângulo de referência, $AD_1$ o ângulo real medido com o eletrogoniômetro, $AD_2$ a velocidade e $AD_3$ a aceleração, ambos enviado pelo LabVIEW, que trabalha como realimentação para o sistema.

Os sinais são devidamente convertidos e, posteriormente, vão para o bloco *Fuzzy* (TS), que foi configurado para ter uma saída de “0” a “1”, na qual “0” representa uma largura de pulso igual a 0μs, e “1” a máxima largura de 250μs.

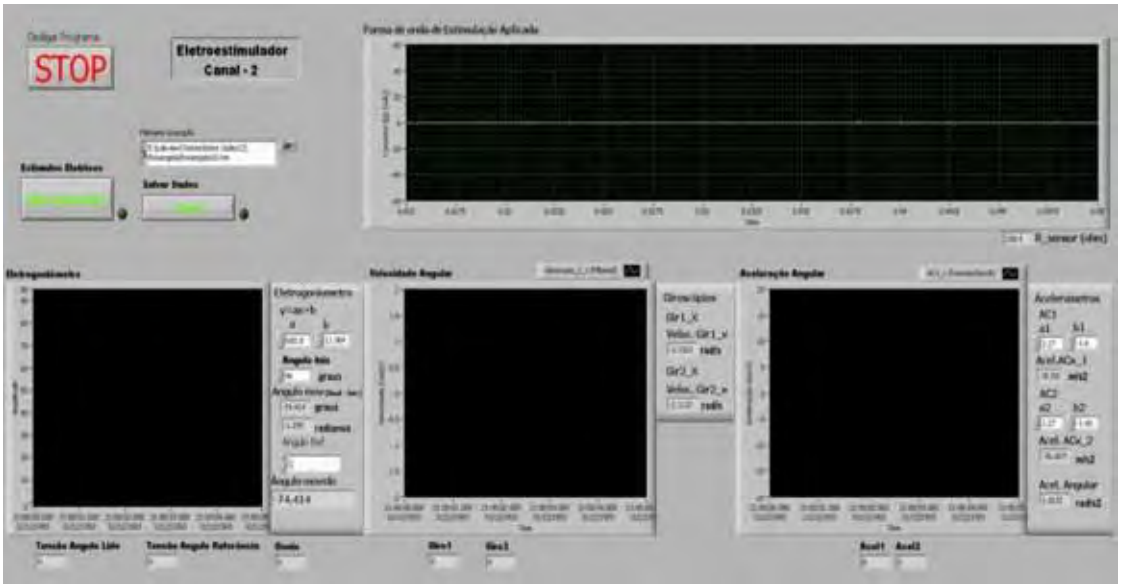
### *8.2.5 Implementação do Programa no LabVIEW para realização de Testes com Controle Fuzzy (TS) no DSP*

Foi elaborado um programa no LabVIEW para a realização de testes para controlar a posição da perna de voluntários. Neste programa, o usuário do sistema define o valor do ângulo que a perna deverá alcançar.

Esse programa possui três entradas analógicas para monitorar o deslocamento, a velocidade e a aceleração angular durante o experimento, e quatro saídas analógicas que fornecem o ângulo de referência e o ângulo atual medido para o DSP. O dispositivo calcula qual será o valor da largura de pulso, entre “0” a “1”, a ser aplicada no próximo ciclo de controle, como mencionado acima.

A tela do programa desenvolvido no LabVIEW pode ser visto na figura 110.

Figura 110 – Programa no LabVIEW para a realização dos testes com controle.

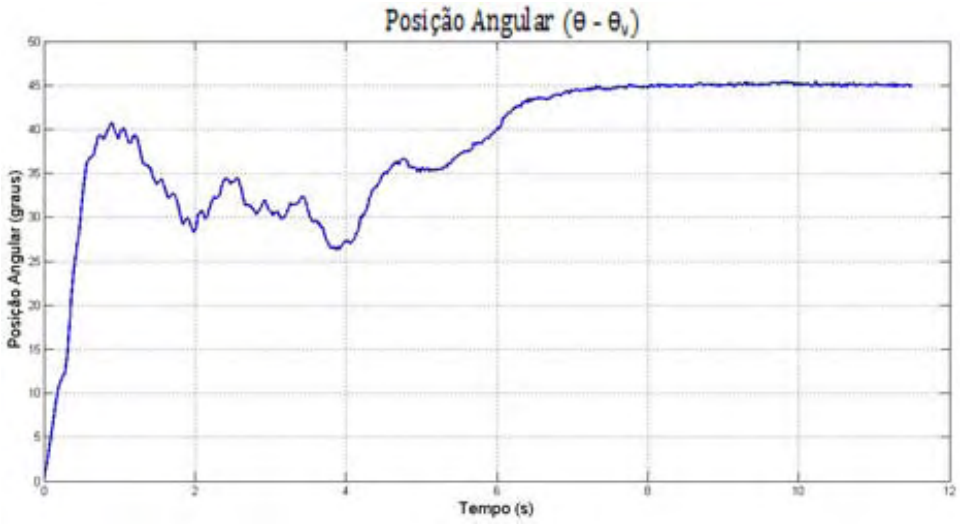



Fonte: Elaborada pelo autor.

### *8.2.6 Testes com Voluntários Utilizando Fuzzy Takagi-Sugeno*

Na figura 111, mostra-se o resultado de um teste realizado com um voluntário hígido, com um controlador *Fuzzy* Takagi-Sugeno projetado para um ponto de operação de 45°.

Figura 111 – Controlador *Fuzzy* (TS) aplicado em um voluntário hígido.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Observando a figura 111 verifica-se que, na prática, o sistema ficou estável e alcançou o ângulo de desejado de 45°, entretendo ocorreu um período de oscilação no inicio.

### *8.2.7 Discussão do Resultado do Controlador Fuzzy (TS)*

Espera-se que o controlador Takagi-Sugeno possa controlar o movimento de extensão do joelho de forma mais eficiente, uma vez que o mesmo leva em consideração a não-linearidade que envolve este movimento, ou seja, mais próximo da realidade, enquanto o PID utiliza-se um modelo linearizado.

Entretanto, analisando apenas estas respostas apresentadas, do controlador PID e do *Fuzzy* Takagi-Sugeno, verifica-se que o primeiro obteve melhor resposta, mesmo não considerando a não-linearidade existente.

Ainda seriam prematuras conclusões e afirmações, uma vez que se estão iniciando os testes com o Takagi-Sugeno.

No inicio da implementação de controladores PID, os resultados não se mostraram muito eficientes e próximos dos controladores simulados, mas apenas um indicativo da possibilidade de implementação. Pois o mesmo conseguia a estabilização, com erro de regime pequeno, ou quase nulo, contudo o tempo de estabelecimento e *overshoot* não correspondiam com o projetado. Com a continuação da pesquisa conseguiu-se melhorar a desempenho, contudo os resultados.

Este novo controlador, *Fuzzy* (TS), mostra-se no mesmo caminho, consegue-se a estabilização, com erro de regime quase nulo, mas com uma oscilação inicial.

Para solucionar este problema foram propostas algumas soluções, como por exemplo, inserir no controlador uma taxa de decaimento, talvez algumas restrições, alterar um pouco a forma de identificação, tomando cuidados maiores com os dados iniciais, dentre outras.

Desta forma, como pode-se observar no item seguinte, foram realizadas simulações considerando algumas restrições e também uma taxa de decaimento.

### *8.2.8 Taxa de Decaimento + Restrição na Entrada*

Com o intuito de minimizar, ou eliminar, os efeitos do transitório, serão projetados novos ganhos considerando a taxa de decaimento e a restrição na entrada.

O projeto que considera a taxa de decaimento é definido como segue:

Maximize $\beta$ e encontre a matriz simétrica $\mathbf{X}$ e as matrizes $\mathbf{M}_i,\ i = 1, \ldots, 4$, com $\mathbf{X} > 0$, satisfaça as LMIs dadas em (41), (42) e (18) com $\left(\theta_v\ , \dot{\theta}_v\ , P_0\ \right) = (\theta_{vo}\ , 0\ , M_{a0})$, com restrição na entrada $\delta = 1$.

Quando $\beta = 0.70$ obtém-se pelo MATLAB as matrizes $\mathbf{X}$ e as matrizes $\mathbf{M}_i,\ i = 1, \ldots, 4$ que solucionam as LMIs acima e os ganhos obtidos foram

$$\mathbf{F}_1 = [-0.3485 \quad -3.5377 \quad 0.2888],$$

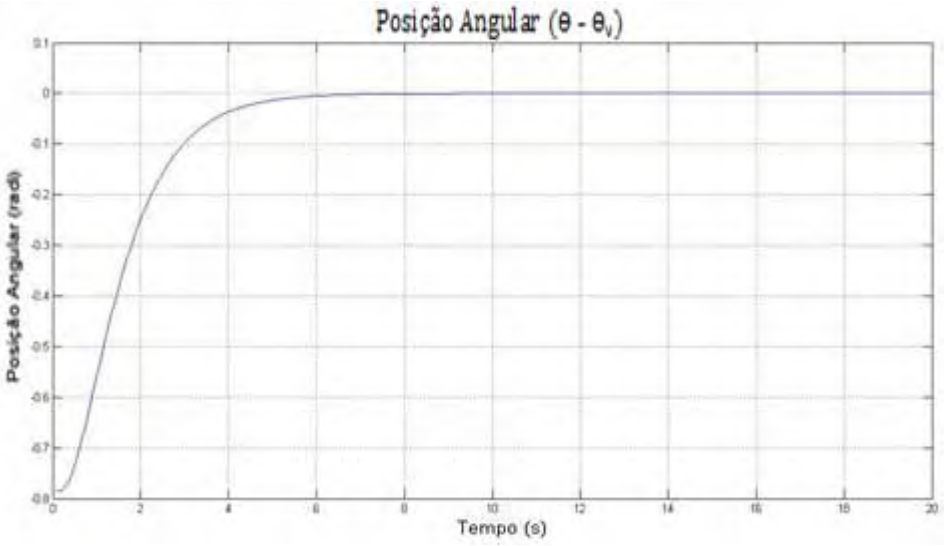
$$\mathbf{F}_2 = [-0.2658 \quad 0.2925 \quad 0.2883],$$

$$\mathbf{F}_3 = [-0.5003 \quad 0.1193 \quad 0.2836],$$

$$\mathbf{F}_4 = [-0.4314 \quad 3.9660 \quad 0.2903].$$

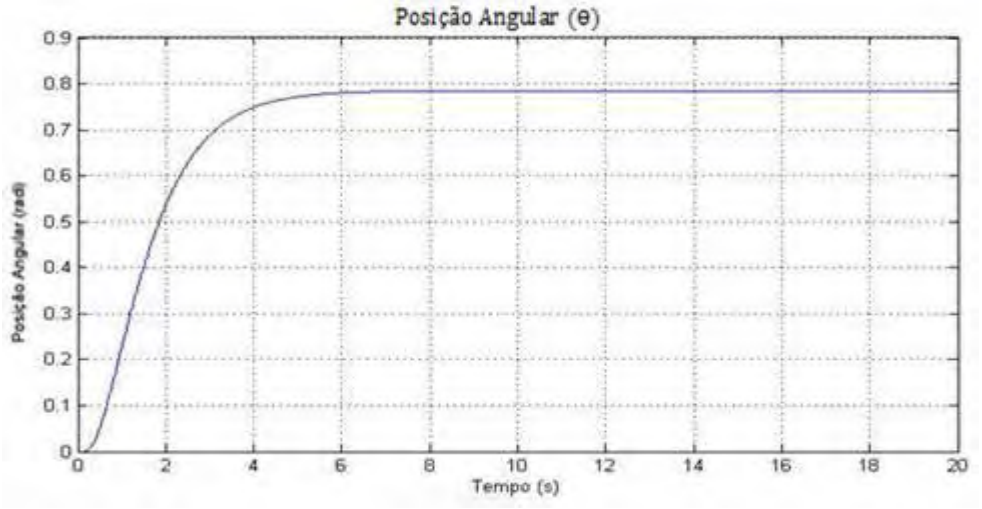
Nas Figuras 112, 113, 114, 115 e 116, são apresentados os resultados simulados do sistema controlado para condições iniciais $\left(\theta_{\mathrm{v}}\ , \dot{\theta}_{\mathrm{v}}\ , \mathrm{P}_0\ \right) = (\theta_{\mathrm{vo}}\ , 0\ , \mathrm{M}_{\mathrm{a0}})$ considerando a estabilidade + taxa de decaimento + restrição na entrada.

Figura 112 - Posição angular com controlador ($\Theta$-$\Theta_0$) considerando a estabilidade.



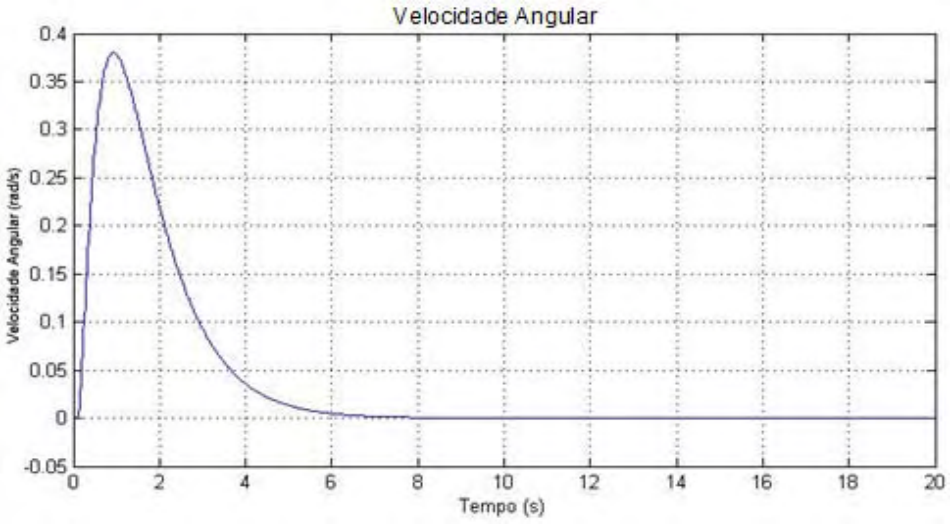

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 113 - Posição angular com controlador considerando a estabilidade.



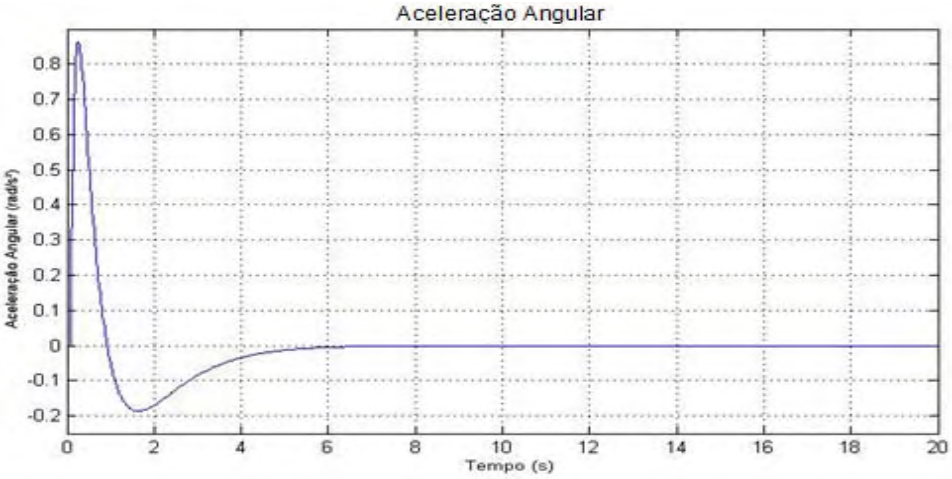

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 114 - Velocidade angular com controlador considerando a estabilidade.



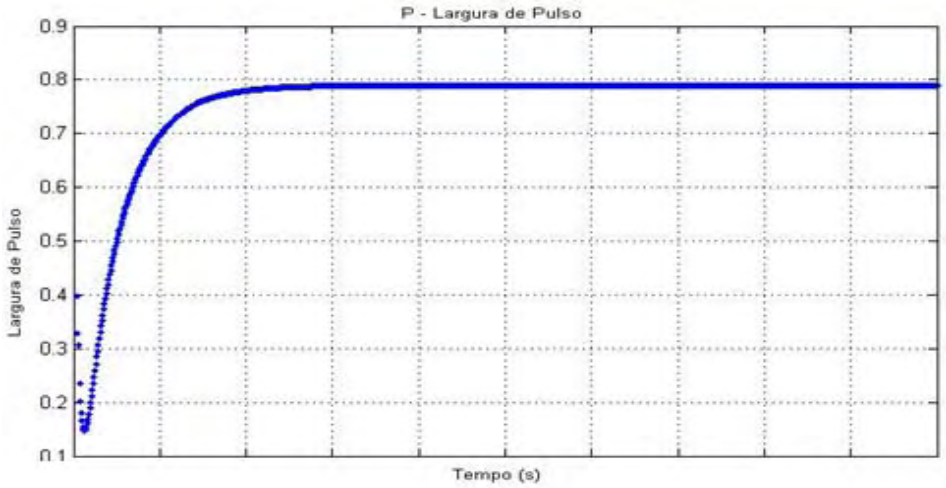

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 115 - Aceleração angular com controlador considerando a estabilidade.




Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 116 - Largura de pulso com projeto do controlador




Fonte: Elaborada pelo autor.

Uma restrição foi na largura de pulso, a mesma foi limitada a uma faixa com valores de 0 a 1.

Verificando as respostas simuladas anteriormente, sem restrições e taxa de decaimento, com as respostas considerando-as, nota-se que estas ultimas se mostram melhores, mais factíveis, como por exemplo nas figura 108, onde ocorria valores de largura de pulso negativa, coisa que não factível, e agora na figura 116 apenas valores positivos.

O próximo passo da pesquisa será a implementação de um controlador considerando restrições e taxa de decaimento.

# 9 CONCLUSÃO

Implementou-se um versátil sistema eletrônico para gerar e avaliar movimentos nos membros inferiores de pessoas hígidas e paraplégicas. Sistema este composto por um eletroestimulador, DSP, LabVIEW e sensores.

O estimulador foi desenvolvido com oito canais, independentes, controlados, com forma de onda de corrente de estimulação bifásica, retangular, com carga balanceada e capacidade de fornecer até 140 mA para uma carga de até 1,3 kΩ.

A frequência do sinal de estimulação aplicado nos membros inferiores de pacientes normalmente não ultrapassa 1 kHz. Como o circuito do eletroestimulador trabalha com frequências de sinais com forma de onda quadrada até 25 kHz, sem distorção, pôde-se inferir que nas aplicações para gerar movimentos nos membros inferiores de pacientes, os sinais produzidos pelo equipamento não serão distorcidos.

O controle e ajustes dos parâmetros de estimulação podem ser feitos de forma rápida e ágil, também é possível, por meio de gráficos e indicadores, monitorar em tempo real a forma de onda de estimulação aplicada, o deslocamento, a velocidade e a aceleração angular da perna do paciente durante os experimentos.

Todos o sensores fora calibrados e depois testados e comparados com equipamentos comerciais, se mostrando precisos e com acurácia.

Por meio da interface implementada, o usuário tem total controle sobre o experimento, podendo intervir da forma que achar necessária, bem como monitorar todas as grandezas que estão sendo verificadas.

Foram realizados testes em malha aberta e malha fechada, com voluntários hígidos e paraplégicos. Ainda são prematuras conclusões e afirmações, mas os testes realizados apontam perspectivas muito positivas.

Em malha aberta foram apresentadas respostas interessantes, no que tange a repetibilidade. O comportamento do movimento de extensão do joelho dos voluntários hígidos, homens e mulheres, apresentaram respostas mais esparsas, principalmente no primeiro dia de testes, e menos nos subsequentes. Os paraplégicos obtiveram respostas mais semelhantes já no primeiro dia de testes.

A implementação de controladores PID e *Fuzzy* Takagi-Sugeno, em malha fechada, para estabelecer a posição da perna do na posição desejada, foi factível. As respostas também foram inicialmente satisfatórias.

Foi verificado que os controladores PID apresentaram-se mais eficiente e compatível com as simulações, quando projetados e aplicados no mesmo dia, como demonstrado no voluntário H2.

O resultado do teste realizado com um regulador *Fuzzy* Takagi-Sugeno, projetado para um ponto de operação, obteve oscilações no início, mas tornando-se estável após o período transitório, alcançando a estabilidade e erro de regime nulo.

Após estes primeiros testes com o regulador *Fuzzy* Takagi-Sugeno, os próximos passos consistem em realizar testes de controle com taxa de decaimento, testes com pacientes paraplégicos e desenvolver projetos utilizando outros tipos de função de pertinência que possibilitem uma melhor aderência do sistema real com as funções obtidas com a aproximação *Fuzzy*.

Uma contribuição deste trabalho está no projeto de modelos locais que utiliza a aceleração angular no lugar do torque. Estes modelos foram desenvolvidos em função da dificuldade prática em se medir o torque.

Outra contribuição é que os projetos dos modelos locais e dos controladores foram realizados com dados reais obtidos pelo sistema de aquisição de dados.

# REFERÊNCIA

ABBAS, J. J.; CHIZECK, H. I. Neural network control of functional neuromuscular stimumationsistem: computer simulation studies. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering,** v. 42, n. 11, p. 1117-1127, Novembro 1995.

ANDRADE, N. A. **Desenvolvimento de um sistema de aquisição de processamento de sinais eletromiográficos de superfície para utilização no controle de prótese motoras ativas***.* 2007. 72 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 2007.

ANDREONI, A.; FERRIGNO, G.; BARONI, N. A.; COLFORD, F.; BRACCIAFERRI, A. P. Postural modification in microgravity. In: PROCEEDINGS OF THE EUROPEAN SYMPOSIUM ON LIFE SCIENCE RESEARCH IN SPACE, 5, 1996, Trondheim. **Proceedings of the...** Trondheim: ESA, 1996. p. 99–103.

ARAUJO, D. A. J. **Mensuração da força através de eletromiografia e dinamômetro com programação labview.** 2008. Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2008. (Relatório parcial do projeto de iniciação científica PIBC-CNPq, 2008)

ASSUNÇÃO, E.; Teixeira, M. C. M. Projeto de sistemas de controle via lmis usando o MATLAB. in: BALTHAZAR, J. M.; DE OLIVEIRA, V. A.; DA SILVA, G. N.; ROSÁRIO, J. M. (Ed.). **Aplicações em dinâmica e controle.** São Carlos: ABCM, 2001. p.350-368.

AU, S.; BERNIKER, M.; HERR, H. Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair descent gaits. **Neural Networks**, New York, v. 21, n. 4, p. 654-666, 2008*,*

BARROS, K. R. **Metodologia para classificação de sinais EMG para controle de próteses com baixo esforço computacional.** 2005. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2005.

BASMAJIAN, J. V.; DELUCA, C. J. **Muscle alive:** their functions revealed by electromyography. 5. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995. 561 p.

BELTRAMINI, L. M. **Elementos de histologia e anatomo-fisiologia humana.** São Carlos: Serviço Gráfico do Instituto de Física de São Carlos, 1999.

BOYD, S.; GHAOUI, L. E.; FERON, E.; BALAKRISHAN, V. **Linear matrix inequalities in systems and control theory.** Philadelphia: SIAM, Studies in Apllied Mathematics, 1994. v. 15, 215 p. Disponível em: < http://www.stanford.edu/~boyd/lmibook/lmibook.pdf>. Acesso em: 15 dez. 2012.

BOYLESTAD, R. L.; NASHELSKY L. **Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos.** 8. ed. São Paulo: Pearson/Prentice Hall, 2004. 672 p.

CHEN, Y. L.; CHEN, W. L. Alternative control in fes-assisted locomotion" Biomedical Engineering. In: CONFERENCE ON IEEE EMBS ASIAN-PACIFIC, 2003, Asia Pacific. **Proceedings of the...** p. 250- 251, 2003. Disponível em: <

http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1302678>. Acesso em: 15 jul. 2012.

CHANG, G.; LUH, J.; LIAO, G.; LAI, J.; CHENG, C. A neuro-control sistem for the knee joint position control whith quadríceps stimulation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering,** New York, v. 5, n. 1, p, 1997.

CHANG, M.; WANG, K. Implementation of fuzzy control over fes-assisted locomotion for cva patients. In: PROCEDING OF THE 20TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIET*,* 2008, v. 20, n. 5, p. 2721-2723, 1998. **Proceedings of the...** Disponível em: < http://ntur.lib.ntu.edu.tw/bitstream/246246/2007041910021785/1/00745237.pdf>. Aceso em: 15 dez. 2012.

CHIZECK, H. J. et al. Pulse-train controllers for functional neuromuscular stimulation. In: IEEE CONFERENCE ON DECISION AND CONTROL, 22, San Antonio. **Proceedings of the…** San Antonio: IEEE, 1983. v. 22, n. 1, p. 1501-1503.

COVACIC, M.; ASSUNÇÃO, E.; TEIXEIRA, M. C. M.; CARIM, R.; CARVALHO, A. A.; GAINO, R. Sistemas ERP com compensadores dinâmicos para controle da posição angular da perna de pacientes paraplégicos. CONGRESSO BRASILEIRO DE AUTOMÁTICA, 2010, Bonito. **Anais...** Bonito: SBA, 2010. p. 1700-1707. Disponível: < http://www.labplan.ufsc.br/congressos/CBA2010/Artigos/66439_1.pdf>. Acesso em: 20 jan. 2012.

CRAGO, P. E.; PECHAM, P. H.; THROPE, G. B. Modulation of muscle force by recruitment during intramuscular stimulation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 27, n. 12, p. 679-684, 1980.

CRAMERI R. M.; WESTON A.; CLIMSTEIN M.; DAVIS G. M.; SUTTON J. R. Effects of electrical stimulation-induced leg training on skeletal muscle adaptability in spinal cord injury. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports,** New York, v. 12, n. 5, p. 316-322, 2002.

CRAMERI, R. M.; COOPER, P.; SINCLAIR P. J.; BRYANT, G.; WESTON, A. Effect of load during electrical stimulation training in spinal cord injury. **Muscle & Nerve,** New York, 2004. v. 29, n.1, p. 104-111, 2004.

DAVIES, A.; BLAKELEY, A. G. H.; KIDD, C. **Fisiologia humana.** Porto Alegre: Artmed, 2002. 980 p.

DEFICIENTE FISICO. **Resultado do Censo 2010 feito pelo IBGE sobre pessoas com deficientes.** Disponível em: <http://www.deficientefisico.com/resultados-do-censo-2010-feito-pelo-ibge-sobre-pessoas-com-deficiencia/>. Acesso em: 15 nov. 2012.

FACHGEBIET REGELUNGSSYSTEME. TU. **Controlled functional electric stimulation (FES) in the rehabilitation of spinal cord injured persons and stroke patients.** 2009, Berlin. Disponível em: < http://www.control.tu-berlin.de/Controlled_Functional_Electric_Stimulation_%28FES%29_in_the_Rehabilitation_of_Spinal_Cord_Injured_Persons_and_Stroke_Patients>. Acesso em: 20 dez. 2012.

FARIA, U. C. **Implementação de um sistema de geração de marcha para pacientes com lesões medulares.** 2006. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual, Ilha Solteira, 2006.

FERRARIN, M. et al. An experimental pid controller for knee movement restoration with closed loop fes system. In: Engineering in Medicine and Biology Society. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE. [S.l.: s.n.], 1996.

FERRARIN, M.; PEDOTTI, A. The relationship between electrical stimulus and joint torque: a dynamic model. **IEEE Transactions Rehabilitation Engineering**, New York, v. 8, n. 3, p. 242-351, 2000.

FERRARIN, M. et al. Model-Based Control of FES-Induced Single Joint Movements", **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering,** New York, v. 9, n. 3, p. 245-257, 2001.

FILEV, D. Fuzzy modelin of comulex. **Internacional Journal Approximate Reasoning,** New York, v. 5, pp281 - 290, 1991.

FRANKEN, H. M. et al. Identication of passive knee joint and shank dynamics in paraplegics using quadriceps stimulation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering,** New York, v. 1, n. 3, p. 154-164, 1993.

FRIEDLAND, B. **Advanced control systems design.** New Jersey: Prentice-Hall, 1996.

GAINO, R.; TEIXEIRA, M. C. M.; CARVALHO, A. A.; ASSUNÇÃO, E.; SILVA, T. I. Reguladores e observadores fuzzy takagi-sugeno para variar o ângulo da articulação do joelho de um paciente paraplégico. In: SIMPOSIO BRASILEIRO DE AUTOMAÇÃO INTRLIGENTE, 8, 2007, Florianópolis. **Anais...** Florianópolis: SBA, 2007.

GAINO, R.; CARVALHO, A. A.; SANCHES, M, A. A.; CARVALHO, A. A.; TEIXEIRA, M. C. M.; NETO, J. C. B.; ASSUNÇÃO, E.; PRADO, T. A. integração de controle e instrumentação com a utilização do software proteus para controle de movimentos na reabilitação de paraplégicos. CONGRESO TECNOLOGÍAS DE APOYO A LA DISCAPACIDAD, 5, 2008, Cartagena de Indias. **Comunicación Aumentativa y Alternativa**. Colombia: [s.n.], 2008. p. 134-137.

GAINO, R. **Controle de movimentos de pacientes paraplegicos utilizando modelos** Fuzzy T-S. 2009. Tese (Doutorado) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2009.

GAINO R.; TEIXEIRA M. C. M.; CARVALHO A. A. ; ASSUNÇÃO, E.; RODRIGO C.; SANCHES M. A. A.; COVACIC M. Realimentação derivativa e modelo Fuzzy Takagi-Sugeno para controle da articulação do joelho de pacientes paraplégicos com o uso de acelerômetros. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica,** Rio de Janeiro, v. 27, p. 67-78, 2011.

GEDDES, L. A. **The first stimulators:** reviewing the history of electrical stimulation, 1994. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=310995&userType=inst>. Acesso em: 15 dez. 2012.

GEIGER, R. L.; ALLEN, P. E.; STRADER, N. R. **VLSI design techniques for analog and digital circuits.** New York: McGraw-Hill, 1990.

GLOBO. Rede Globo. Censo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. **Censo reforça desafio do Brasil em dar uma vida digna aos deficientes.** Disponível em: <http://g1.globo.com/jornal-nacional/noticia/2011/11/censo-2010-reforca-desafio-do-brasil-em-dar-uma-vida-digna-aos-deficientes.html>. Acesso em: 20 dez. 2012.

GRIFFIN, B. N. **The influence of zero-G and acceleration on the human factors of spacecraft design.** New York: NASA, 1978. (NASA, JSC Internal note, 14 581).

HAN-CHANG, W.; SHUENN-TSONGY.TO-SON, K. A versatile multichannel direct-synthesized electrical stimulatorfor FES applications. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement,** New York, v. 51, n. 1, p. 2-9, 2002.

HARRIS, J. E.; ENG, J. J.; MARIGOLD D. S.; TOKUNO, C. D.; LOUIS C. L. Relationship of balanlace and mobility to fall incidence in people with chronic stroke. **Physical Therapy,** Alexandria, v. 85. p. 150-159, 2005.

HILL, A. V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. 1938, **Proceedings of the Royal Society,** London, v. 126, n. 19(B), p. 1365, 1938.

HUSSAIN, Z.; YAHAYA, S.Z.; BOUDVILLE, R. ; AHMAD, K.A. ; NOOR, M. H. M. Self adaptive neuro-fuzzy control of FES-assisted paraplegics indoor rowing exercise control system. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6190486>. Acesso em: 20 set. 2011.

HUXLEY, A. F. Muscle structure and theories of contraction. **Progress Biophysics and Biophysical Chemistry,** Elmsford, v. 7, p. 255-318, 1957.

IOANNOU, P.; SUN, J. **Robust adaptive control**. Upper Saddle River: Prentice Hall PRT, 1996.

JACOB, S. W.; FRANCIONE, C. A.; LOSSON, W. J. **Anatomia e fisiologia humana.** 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 1992.

JAILANI, R.; TOKHI, M. O.; GHAROONI, S. C. **Fuzzy logic control of knee extension for FES-assisted walking with spring brake orthosis.** Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5641745>. Acesso em: 15 set. 2012.

JOHANSEN, T. A.; SHORTEN, R.; SMITH, R. M. On the interpretation and identifica on of dynamic Takagi-Sugeno fuzzy models. **IEEE Transactions of Fuzzy and System**, New York, v. 8, n. 3, pp 297-313. 1998.

JOHANSEN, T. A. Fuzzy model based control: stability, robustness and perfomance issues. **IEEE Transctions on Fuzzy System,** New York, v. 2, n. 3, p. 221-234, 1994.

JOHNSTON, T. E.; FINSON, R. L.; SMITH B. T.; BONAROTI D. M., BETZ R. R., MULCAHEY M.J. Functional electrical stimulation for augmented walking in adolescents with incomplete spinal cord injury. **Journal of Spinal Cord Medicine,** Jackson Heights, v. 26, n. 4, p. 390-400, 2003.

JUNQUEIRA, M. V. N. **Implementação do Estágio de potência de um estimulador elétrico neuromuscular.** 2011, 45 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2008.

KIM, E.; PARK, M.; JI, S.; PARK, M. A new approach to fuzzy modeling. **IEEE Transactions on Fuzzy Systems,** New York, v. 5, n. 3, p. 328 -337, 1997.

Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=618271>. Acesso em: 20 jun. 2012.

KIM, D. W. ;PARK, J. B.; LEE, H.J.; JOO, Y. H. Discretisation of continuous-time t-s fuzzy systemglobal approach. **IEE Proceedings of the Control Theory Application,** New York, v. 153, n. 2, p. 237-246, 2006. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=01595899>. Acesso em: 20 set. 2012.

KOSKO, B. **Fuzzy engineering**. Upper Saddle River, New Jersey 07458: Prentice-Hall, 1997.

KOVÁKS, Z. L. **O cérebro e sua mente:** uma introdução a neurociência computacional. São Paulo: Acadêmica, 1997. 215 p.

LADOUCEUR, M.; BARBEAU, H. Functional electrical stimulation-assisted walkingfor persons with incomplete spinal injuries: changes in the kinematics and physiological cost of overground walking. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine,** Stockholm, v. 32, n. 2, p. 72-79, 2000.

LEITH, D. J.; LEITHEAD, W. E. **Analytic framework for blended mutiple model systems using local linear models. International Journal Control,** London, v. 72. 1999. Disponível em: < http://eprints.nuim.ie/1838/1/1001966955_link_19981.pdf>. Acesso em: 15 jun. 2012.

LIANZA, S. **The estimulação elétrica funcional e reabilitação.** São Paulo: Atheneu, 1993.

LIEBER, R. L.; SILVA, P. D.; DANIEL, D. M. Equal effectiveness of electrical and volitional strength training for quadriceps femoris muscles after anterior cruciate ligament surgery. **Journal of Orthopaedic Research,** New York, v. 14, p. 131-138, 1996.

LJUNG, L. **System identification:** theory for the user. 2. ed. New York: Prentice Hall, 1999.

LIN, C. L. et al. A multichannel programmable dsp-based fes system. In: PROCEEDINGS OF THE ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 19, 1997, Chicago. **Proceedings of the…** Chicago: IEEE, 1997. v. 5, p. 1932 -1933. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=758715>. Acesso em: 12 nov. 2012.

LIND, D. C.; RYMER, W. Z. A quantitative analysis of pendular motion of the lower leg in spastic human subjects. **IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering,** New York, v. 38, p. 906–918, 1991. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=00083611>. Acesso em: 15 set. 2012.

LOPES, J. A. F. **Desenvolvimento e avaliação de estimulador neuromuscular funcional microcontrolado, portátil e telemétrico.** 2002. 78 f. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002.

MACHADO, E. R. M. D. **Modelagem e controle de sistemas fuzzy takagi-sugeno.** 2003. 190 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2003.

MAN, I. O. W.; LEPAR, G. S.; MORRISSEY, M. C.; CYWINSKI, J. K. Effect of neuromuscular electrical stimulation on foot/ankle volume during standing. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Hagerstown, v. 35, n. 4, p. 630-634, 2003.

MARTIN, P. S. Pesquisadores da Unicamp desenvolveram aparelhos para recuperar paraplégicos. **Galileu,** São Paulo, p. 57-61, 1999.

MOHAMMED, S.; POIGNET, P.; FRAISSE, P.; GUIRAUD, D. Lower limbs movement restoration using input-output feedback linearization and model predictive control. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELLIGENT ROBOTS AND SYSTEMS, 2007, San Diego. **Proceedings of the…** San Diego: IEEE, 1997, p. 1945-1950. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4399356>. Acesso em: 20 nov. 2011.

NEKOUKAR, V.; ERFANIAN, A. A decentralized modular control framework for robust control of fes-activated walker-assisted paraplegic walking using terminal sliding mode and fuzzy logic control. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, New York, v. 59, n. 10, p. 2818- 2827, 2012.

NEMESYS. **Eletrodiagnósticos**: Manual de Operação Quarks, 2004, versão 1.3, p.20.

OGATA, K. **Engenharia de controle moderno.** São Paulo: Prentice Hall, 2004.

OLIVEIRA, F. B. R. Desenvolvimento de um sistema eletrônico para monitorar o ângulo da articulação do joelho, o momento fletor desta articulação e a atividade elétrica do quadríceps. Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2008, (Relatório parcial do projeto de iniciação científica PIBC-CNPq, 2008).

POPOVIC, M. R.; KELLER, T.; APPAI. P. I. S; DIETZ, V.; MORARI, E. M. **Surface-stimulation tchnology for grasping and walking neuroprostheses.** Disponível em: < http://www.toronto-fes.ca/publications/mpopovicembs01.pdf>. Acesso em: 20 ago. 2012.

POPOVIC, M. R.; KELLER, T. I.; PAPPAS, P. I. V" DIETZ E M. MORARI. Surface-stimulation tchnology for grasping and walking neuroprostheses. **IEEE Engineering in Medicine and Biology,** New York, v. 20, n. 1, p. 82–93, 2001. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=897831>. Acesso em: 15 dez. 2012.

RIENER, R.; FUHR, T. Patient-driven control of fes supported standing Up. A simulation study. **IEEE Transaction of Rehabilitation Engineering,** New York, v. 6, n. 2, p. 113-124, 1998. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=00681177>. Acesso em: 15 set. 2012.

RITTIPAD, K.; CHAROEN, B. A PID controller for ankle movement restoration. In: Technology and Innovation for Sustainable Development Conference. [S.l.: s.n.], 2008.

ROBINSON, A. J. **Eletrofisiologia clínica:** letroterapia, e teste fisiológico. 2. ed. 2001, Porto Alegre: Armed, 2001.

ROSS, T. J. Fuzzy **logic with engineering applications**. New York: McGraw-Hill, 1995.

SALEH, A.; SAWAN, M.; ELZAYAT, E.A.; CORCOS, J.; ELHILALI, M.M. A closed loop neural scheme to control knee flex-extension induced by functional electrical stimulation: simulation study and experimental test on a paraplegic subject. **Studies in Computational Intelligence,** v. 83, p. 397-419. Disponível em: <http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-540-75398-8_18#page-1>. Acesso em: 20 nov. 2012.

SANCHES, M. A. A. **Sistema microcontrolado para medição de forças na região plantar e nos membros superiores de pacientes.** 2007. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2007.

SANCHES, M. A. A.; SILVA, T. I.; FREITAS, R. L. B.; URBAN, M. F. R.; FARIA, U. C.; SATO, F. H. ; CARVALHO, A. A. Sistema microcontrolado para medição de forças na região plantar e nos membros superiores de pacientes. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 2, 2007, São Pedro. **Anais...** São Paulo: S.n., 2007. Disponível em: < http://www2.rc.unesp.br/eventos/educacao_fisica/biomecanica2007/upload/273-1-B-ArtigoNaoIdentificado.pdf>. Acesso em: 15 set. 2012.

SANCHES, M. A. A; URBAN, M. F. R.; SANTOS, E. A.; SATO, F. H.; FREITAS, R. L. B.; GAINO, R.; SILVA, T. I.; FARIA, U. C.; CARVALHO, A. A. Electronic system tomeasure plantar force distribution in patients. In: INTERNATIONAL SYNPOSIUMON BIOMECHANICS IN SPORTS, 25, 2007, Ouro Preto. **Proceedings of The…** Belo Horizonte: Department Of Sports Federal University, 2007. p. 550-553.

SANCHES, M. A. A; CARVALHO, A. A; CARVALHO, A. C.; BABINI, M.; PONTES, W.; SANTOS, E. A.; FREITAS, R. L. B.; GAINO, R.; “Projeto de Controladores Digitais Utilizando Microcontroladores e o Software Isis Proteus”, 2008, CBEB, Salvador.

SANCHES, M. A. A; CARVALHO, A. A.; PONTES, W.; GAINO, R.; KOZAN, R. F.; Palmilhas e muletas instrumentadas utilizadas em tratamento de pacientes hemiplégicos. In: JORNADAS JOVENS INVESTIGADORES, 2009, Concordia, Entre Rios, Republica Argentina. **Jornada...** Concordia: UNER, 2009. p. 206.

SANCHES, M. A. A; CARVALHO, A. A.; TEIXEIRA, M. C. M.; GAINO, R.; PRADO, T. A.; PONTES, W.; SANTOS, E. A.; FREITAS, R. L. B.; GAINO, R. Projeto de controladores digitais utilizando microcontroladores e o software Isis Proteus. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE AUTOMÁTICA, CBA, 2010, CBA, Bonito. **Anais...** Bonito: SBA, 2010. p. 4752-4756. Disponível em: < http://www.labplan.ufsc.br/congressos/CBA2010/Artigos/66801_1.pdf>. Acesso em: 15 nov. 2012.

SCI-INFO. **Spinal cord injury facts & statistics.** 2009. Disponível em: < http://www.sci-info-pages.com/facts.html>. Acesso em: 02 set. 2011.

SCREMIN, A. M. E.; KURTA, L.; GENTILI, A. ;WISEMAN, B. ;PERELL, K. Increasing muscle mass in spinal cord injured persons with a functional electrical stimulation exercise program. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,** Philadelphia, v. 80, n. 12, p. 1531-1536, 1999.

SEDRA, A. S.; SMITH, K. C. **Microeletrônica.** 4 ed. São Paulo: Makron Books, 2000.

SHOP, M. **Multilógica SHOP.** Disponivel em: <http://multilogicashop.shop.com/acelerg-com-regulador-de-voltagem>. Acesso em: 10 jul. 2012.

SILVA T. Y. **Implementação de um sistema para geração e avaliação de movimentos em pacientes hemiplégicos.** 2007. 271 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2007.

SODERSTROM, T.; STOICA, P. **Predictive control.** New York: Prentice Hall. 1989.

SOUZA, R. R. **Anatomia humana.** São Paulo: Manole, 2001.

STEIN, E. P.; ZEHR, M. K.; LEBIEDOWSKA, D. B.; POPOVIC, A. Estimating mechanical parameters of leg segments in individuals with and without physical disabilities. **IEEE Transactions Rehabilition Engineering,** New York, v. 4, p. 201–211, 1996. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=536776&userType=inst>. Acesso em: 20 set. 2012.

SUGENO, M.; KANG, G. T. Fuzzy modeling and control mutilayer incenerator. **Fuzzy Sets and Systems**, New York, v. 18, p. 329-345, 1986.

SUGENO, M.; KANG, G. T. Structure identification of the fuzzy model. **Fuzzy Sets and Systems,** New York, v. 28, n. 1, p. 15-33, 1988.

SUGENO, M.; NISHIDA, M. Fuzzy control of model car, **Fuzzy Sets and Systems,** New York, v. 16, n. 2, p. 103-113, 1985. Disponível em: < http://ac.els-cdn.com/S0165011485800117/1-s2.0-S0165011485800117-main.pdf?_tid=3be522b4-85a8-11e2-b197-00000aab0f26&acdnat=1362497018_52c57969c05663f087001a8c4b79f2e6>. Acesso em: 10 dez. 2012.

SUGENO, M.; TANAKA, K. Sucessive indetification of a Fuzzy model and its applications to prediction of a complex system. **Fuzzy Sets and Systems,** New York, v. 42, n. 3, p. 315-334, 1991. Disponível em: < http://ac.els-cdn.com/016501149190110C/1-s2.0-016501149190110C-main.pdf?_tid=d5ff5148-85b3-11e2-841a-00000aacb35f&acdnat=1362502001_d690930ff7eb336b85d97d7f8c7e627a>. Acesso em: 02 set. 2012.

SUGENO, M.; YASAKAWA, T. A fuzzy-logic basec approach to qualitative modeling. **IEEE Transactions on Fuzzy Systems,** New York, v. 1, n. 1, p. 8-25, 1993. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=390281>. Acesso em: 15 abr. 2012.

SZETO, A. Y. J.; SAUNDERS, F. A. Electrocutaneous stimulation for sensory communication in rehabilitation engineering. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering,** New York, v. 29, n. 4, p. 300-308, 1982. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4121405>. Acesso em: 15 dez. 2012.

SZETO, A. Y. J.; FARRENKOPF, G. R. Optimization of single electrode tactile codes. **Annals of Biomedical Engineering,** New York, v. 20, p. 647-65, 1992.

TANAKA, K.; WANG, H. O. **Fuzzy control systems design and control analysis.** New York: Jonh Wiley & Sons, 2001.

TANAKA, K.; SUGENO, M. Stabilty analysis and design of fuzzy control systems. **Fuzzy Sets and Systems,** New York, v. 45, p. 136 – 156, 1992. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=687529>. Acesso em: 15 jun. 2012.

TANAKA, K.; IKEDA, T.; WANG, H. O. Fuzzy regulators and fuzzy observers: relaxed stability conditions and LMI-based designs. **IEEE Transactions on Fuzzy Systems,** New York, v. 6, n. 2, p. 250-265, 1998. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=669023>. Acesso em: 20 jun. 2012.

TANAKA, K.; WANG, H. O. Fuzzy Control Systems Design and Analysis. Canada: A Wiley-Interscience Publication, 2001.

TANIGUCHI, T.; TANAKA, K.; OHATAKE, H.; WANG, H. O. Model construction, rule reduction, and robust compensation for generalized form of takagi-sugeno fuzzy systems. **IEEE Transactions on Fuzzy Systems,** New York, v. 9, n. 4, p. 525-537, 2001. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=940966&userType=inst>. Acesso em: 15 dez. 2012.

TAKAGI, T.; SUGENO, M. Fuzzy identification of systems and its applications to modeling and control. **IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics,** New York, v. 15, n.1, p. 116–132, 1985. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6313399>. Acesso em: 20 jul. 2012.

TEIXEIRA, M. C. M.; ZAK, S. H. Stabilizing controller design for uncertain non-linear systems using fuzzy models. **IEEE Transaction on Fuzzy Systems,** New York, v. 7, n. 2, p. 133-142, 1999. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=755395>. Acesso em: 20 ago. 2012.

TEIXEIRA, M. C. M.; ASSUNÇÃO, E.; PIETROBOM, H. C. New results on lmi-based designs for fuzzy regulators and fuzzy observes. In: NONLINEAR DYNAMICS, CHAOS CONTROL AND THEIR APPLICATIONS TO ENGINEERING SCIENCES, 3, 2000, Campos do Jordão. **Proceedings of the…** Campos do Jordão: [S.n.], 2000. v. 6, p. 222-231, 2000.

TEIXEIRA, M. C.; DARUICHI, E. R. M. M.; ASSUNÇÃO, E. Identificação rápida de sistemas dinâmicos com entrada e saída da planta. In: PROCEEDINGS OF THE BRAZILIAN AUTOMATIC CONTROL CONFERENCE – CBA, 13, 2000, Florianópolis. **Proceedings of the…** Florianópolis: SBA, 2000.

TEIXEIRA, M. C. M.; ASSUNÇÃO, E.; PIETROBOM, H. C. Novos resultados sobre a estabilidade de sistemas não-lineares utilizando modelos fuzzy e LMI. **Revista Controle e Automação,** Campinas, v.11, n.1, p.37-48, 2000.

TEIXEIRA, M. C. M.; ASSUNÇÃO, E.; PIETROBOM, H. C. On relaxed lmi-based designs for fuzzy regulators and fuzzy observers. In: EUROPEAN CONTROL CONFERENCE, Porto, 2001. **Conference of the...** Porto: [S.n.], 2001. p. 120-125.

TEIXEIRA, M. C. M.; ASSUNÇÃO, E. Controle automático de sistemas não-lineares com modelos fuzzy de takagi-sugeno. In: BALTAZAR, J. M.; OLIVEIRA, V. A.;

SILVA, G. N.; ROSÁRIO, J. M. (Ed.). **Aplicações em dinâmica e controle.** São Carlos: ABCM, 2001. p. 481-500.

TEIXEIRA, M. C. M.; DARUICHI, E. R. M. M.; ASSUNÇÃO, E. Construção de modelos fuzzy takagi-sugeno reduzidos para sistemas não lineares. In: PROCEEDINGS OF THE BRAZILIAN AUTOMATIC CONTROL CONFERENCE, 14, 2001, Natal. **Proceedings of the…** Natal: SBA, 2001.

TEIXEIRA, M. C. M.; DEAECTO, G. S.; ASSUNÇÃO, E.; CARVALHO, A. A.; GAINO, R.; FARIA, U. C. Projeto de um controlador fuzzytakagi-sugeno para variar o ângulo da articulação do joelho de um paciente paraplégico. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE AUTOMÁTICA, 12, 2006, Juiz de Fora. **Anais…** Juiz de Fora: SBA, 2006. p 2287-2292.

TOKHI, M. O.; HUQ, M. S.; GHAROONI, S. C. Fuzzy logic based cycle-to-cycle control of FES induced swinging motion. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON ELECTRICAL, CONTROL AND COMPUTER ENGINEERING (INECCE), 2011, Pahang. **Proceedings of the…** Pahang: IEEE, 2011. p. 60- 64. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5953850>. Acesso em: 10 mar. 2012.

TONG, R. M. Synthesis of fuzzy, models for industrial processes-some recente result. **International Journal General Systems**, Abingdon, v. 4, 143-162, 1978. Disponível em: < http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/03081077808960680#preview>. Acesso em: 15 dez. 2012.

WILMORE, J. H.; COSTILL, D. L. **Fisiologia do esporte e do exercício.** 2. ed. São Paulo: Manole, 2001. 701 p.

WINTER, D. A. **The biomechanics and motor control of human gait:** normal, elderly and pathological. Waterloo: Waterloo University Press, 1991.

ZADEH, L. A. Fuzzy sets. **Information and Control,** New York, v. 8, p. 338-353, 1965.

# ANEXOS

## Anexo 1 TLCE (Termo de Consentimento Livre e Esclarecido)

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da Pesquisa: "**Sistema Eletrônico para Gerar e Avaliar Movimentos em Pacientes Paraplégicos**"

Nome do (a) Pesquisador (a): **Marcelo Augusto Assunção Sanches**

Nome do (a) Orientador (a): **Aparecido Augusto de Carvalho**

1. **Natureza da pesquisa**: o *sra (sr.) está sendo convidada (o) a participar desta pesquisa que tem como finalidade* a utilização de um equipamento de Estimulação Elétrica Muscular em conjunto com um sistema de controle em malha fechada.
2. **Participantes da pesquisa**: A pesquisa será realizada em um total de 120 (cento e vinte) voluntários, sendo:

   Sexo masculino: 20 (vinte) paraplégicos, 20 (vinte) hemiplégicos e 20 (vinte) sem hemiplegia e paraplegia.

   Sexo feminino: 20 (vinte) paraplégicos, 20 (vinte) hemiplégicos e 20 (vinte) sem hemiplegia e paraplegia.
3. **Envolvimento na pesquisa**: *ao participar deste estudo a sra (sr) permitirá que o pesquisador Marcelo Augusto Assunção Sanches utilize um equipamento de Estimulação Elétrica Muscular para gerar movimento nos membros inferiores. A sra (sr.) tem a liberdade de se recusar a participar e ainda se recusar a continuar participando em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer prejuízo para a sra (sr.). Sempre que quiser poderá pedir mais informações sobre a pesquisa através do telefone do (a) pesquisador (a) do projeto e, se necessário através do telefone do Comitê de Ética em Pesquisa.*
4. **Sobre as entrevistas**: serão coletados dados de identificação da pessoa e explicado a finalidade, além do modo como será realizada a pesquisa.
5. **Riscos e desconforto**: *a participação nesta pesquisa não traz complicações legais e nem oferece riscos aos pacientes. Os procedimentos adotados nesta pesquisa obedecem aos Critérios da Ética em Pesquisa com Seres Humanos conforme Resolução no. 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. Nenhum dos procedimentos usados oferece riscos à sua dignidade.*
6. **Confidencialidade**: *todas as informações coletadas neste estudo são estritamente confidenciais. Somente os pesquisadores e o orientador terão conhecimento dos dados.*

7. **Benefícios**: *ao participar desta pesquisa a sra (sr.) não terá nenhum benefício direto. Entretanto, esperamos que este estudo traga informações importantes sobre o sistema desenvolvido, de forma que o conhecimento que será construído a partir desta pesquisa possa validar as medições, onde o pesquisador se compromete a divulgar os resultados obtidos.*
8. **Pagamento**: *a sra (sr.) não terá nenhum tipo de despesa para participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação.*

Após estes esclarecimentos, solicitamos o seu consentimento de forma livre para participar desta pesquisa. Portanto preencha, por favor, os itens que se seguem: Confiro que recebi cópia deste termo de consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo.

Obs: Não assine esse termo se ainda tiver dúvida a respeito.

**Consentimento Livre e Esclarecido**

Tendo em vista os itens acima apresentados, eu, de forma livre e esclarecida, manifesto meu consentimento em participar da pesquisa

_____
Nome do Participante da Pesquisa

_____
Assinatura do Participante da Pesquisa

_____
Assinatura do Pesquisador

_____
Assinatura do Orientador

**Pesquisador: Marcelo Augusto Assunção Sanches - Tel.: (18) 3743-1955**
**Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho – Tel.: (18) 3743-1223**
**Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa: Profa. Dra. Edna Maria do Carmo**
**Vice-Coordenadora: Profa. Dra. Renata Maria Coimbra Libório**
**Telefone do Comitê: 3229-5315 ou 3229-5526**
**E-mail cep@fct.unesp.br**

Fonte: Elaborada pelo autor.

# Anexo 2 Avaliação Pessoal e Parâmetros Antropométricos

Para medição dos parâmetros antropométricos, como perímetros e comprimentos dos diferentes segmentos corporais dos voluntários, é utilizada uma fita métrica comercial comum (COSTAL, 2012).

Tabela A2.1 – Avaliação Pessoal e Parâmetros Antropométricos

| **Avaliação Pessoal e Parâmetros Antropométricos** | | | | |
|---|---|---|---|---|
| **Nome:** | | | | **Data:** |
| **Item** | **Descrição** | | **Valor** | **_____Detalhes_____** |
| 1 | Sexo | | | |
| 2 | Lesão | | | |
| 3 | Idade [anos] | | | |
| 4 | Massa corporal [kg] | | | |
| 5 | Altura [cm] | | | |
| 6 | Massa da Perna [kg] | | | estimar - (CLAUSER, 1969) |
| 7 | Massa do Pé [kg] | | | estimar - (CLAUSER, 1969) |
| 8 | Massa da Perna-pé [kg] | | | estimar - (CLAUSER, 1969) |
| 9 | Distancia do joelho ao centro de massa [cm] | | | calcular - Protocolo Faulkner |
| 10 | Porcentagem de gordura corporal [$g_{cf}$%] | | | utilizar protocolo Faulkner |
| | $D_T$ - - dobra do tríceps | | $gc_f\% = (D_T + D_{Sb} + D_{Sp} + D_A) * 0{,}153 + 5{,}783$ | |
| | $D_{Sb}$ - dobra subescapular | | | |
| | $D_{Sp}$ - dobra suprailíaca | | | |
| | $D_A$ - dobra abdominal | | Protocolo Faulkner | |
| 11 | Distância da patela ao tornozelo | | | medir |
| 12 | Perímetro da panturrilha | | | medir |
| 13 | Perímetro do tornozelo | | | medir |
| 14 | Comprimento do pé | | | medir |
| 15 | Altura do tornozelo | | | medir |
| 16 | Altura do início das falanges | | | medir |
| 17 | Largura no início das falanges | | | medir |
| 18 | Largura do calcanhar | | | medir |
| | | | | |
| 20 | Pratica ativ. físicas regularmante | | | |
| 21 | Destro ou canhoto (membro inferior) | | | |

| **Percentagem de peso do segmento como percentagem do peso total** | | | | |
|---|---|---|---|---|
| | **Segmento** | **Faixa (%)** | **Média (%)** | **Desvio padrão (%)** |
| 1 | Perna | 3.9 – 5.1 | 4.35 | 0.35 |
| 2 | Pé | 1.2 – 1.6 | 1.47 | 0.10 |
| 3 | Perna-pé | 5.2 – 6.7 | 5.82 | 0.44 |

Fonte: Elaborada pelo autor..

# Anexo 3 Tabelas com as Etapas dos Protocolo

Tabela A3.1 - Etapas do protocolo para identificar o ponto de ativação

| **Etapas do Protocolo para Identificar o Ponto de Ativação** | | | | |
|---|---|---|---|---|
| **Nome:** | | **Data:** | | |
| **Item** | **Descrição** | **Sim** | **Não** | **Detalhes** |
| 1 | Instrução do voluntário | | | |
| 2 | Realizar medição dos parâmetros antropométricos | | | |
| 3 | Aferir pressão arterial | | | Preencher Tabela no fim |
| 4 | Alongamento da parte anterior da coxa | | | |
| 5 | Realizar ajustes na cadeira ergonométrica | | | |
| 6 | Encontrar um adequado ponto de ativação | | | |
| 7 | Aferir novamente a pressão arterial | | | Preencher Tabela no fim |
| 8 | Agendar um dia para iniciar os testes | | | |
| Tabela | f(Hz) I(mA) T(us) | | | |
| | **Anotar valores aferidos de pressão e batimento cardíaco** | | | |
| | Pressão no inicio dos testes: | Batimento cardíaco: | | |
| | Pressão durante os testes: | Batimento cardíaco: | | |
| | Pressão durante os testes: | Batimento cardíaco: | | |
| | Pressão no final dos testes: | Batimento cardíaco: | | |
| **Obs:** Recomendar ao voluntario que evite praticar esportes ou exercícios que exijam esforços nos membros inferiores na semana dos testes. | | | | |

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela A3.2 - Etapas do protocolo de repetibilidade.

| **Etapas do Protocolo de Repetbilidade** | | | | |
|---|---|---|---|---|
| **Nome:** | | **Data: _____ Teste _____/_____** | | |
| **Item** | **Descrição** | **Sim** | **Não** | **_____Detalhes_____** |
| 1 | Instrução do voluntário | | | |
| 2 | Aferir pressão arterial | | | Preencher Tabela no fim |
| 3 | Alongamento da parte anterior da coxa | | | |
| 4 | Posicionar na cadeira ergonométrica | | | |
| 5 | Limpeza do local e posicionamento dos eletrodos | | | |
| 6 | Ajuste do sinal de eletroestimulação | | | f(Hz)50 I(mA) T(µs)____a_____ |
| 7 | Aplicação de estimulações elétrica | | | Qtde aplicações: |
| 8 | Retirada dos eletrodos | | | |
| 9 | Aferir novamente a pressão arterial | | | Preencher Tabela no fim |
| 10 | Agendar um dia para iniciar os testes | | | |
| Tabela | f(Hz) I(mA) T(us) | | | |
| | **Anotar valores aferidos de pressão e batimento cardíaco** | | | |
| | Pressão no inicio dos testes: | Batimento cardíaco: | | |
| | Pressão durante os testes: | Batimento cardíaco: | | |
| | Pressão durante os testes: | Batimento cardíaco: | | |
| | Pressão no final dos testes: | Batimento cardíaco: | | |
| **Obs:** Recomendar ao voluntario que evite praticar esportes ou exercícios que exijam esforços nos membros inferiores na semana dos testes. | | | | |

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela A3.3 - Etapas do protocolo de identificação.

| **Etapas do Protocolo de Repetbilidade** | | | | |
|---|---|---|---|---|
| **Nome:** | | **Data: _____ Teste _____/_____** | | |
| **Item** | **Descrição** | **Sim** | **Não** | **_____Detalhes_____** |
| 1 | Instrução do voluntário | | | |
| 2 | Aferir pressão arterial | | | Preencher Tabela no fim |
| 3 | Alongamento da parte anterior da coxa | | | |
| 4 | Posicionar na cadeira ergonométrica | | | |
| 5 | Limpeza do local e posicionamento dos eletrodos | | | |
| 6 | Ajuste do sinal de eletroestimulação | | | f(Hz)50 I(mA)<br>T(µs)____a_____ |
| 7 | Aplicação de estimulações elétrica | | | Qtde aplicações: |
| 8 | Retirada dos eletrodos | | | |
| 9 | Aferir novamente a pressão arterial | | | Preencher Tabela no fim |
| 10 | Agendar um dia para iniciar os testes | | | |
| Tabela | f(Hz) I(mA) T(us) | | | |
| | **Anotar valores aferidos de pressão e batimento cardíaco** | | | |
| | Pressão no inicio dos testes: | Batimento cardíaco: | | |
| | Pressão durante os testes: | Batimento cardíaco: | | |
| | Pressão durante os testes: | Batimento cardíaco: | | |
| | Pressão no final dos testes: | Batimento cardíaco: | | |
| **Obs:** Recomendar ao voluntario que evite praticar esportes ou exercícios que exijam esforços nos membros inferiores na semana dos testes. | | | | |

Fonte: Elaborada pelo autor.

TABELA A3.4 - Etapas do protocolo de controle.

| **Etapas do Protocolo para controle em malha fechada** | | | | |
|---|---|---|---|---|
| **Nome:** | | **Data: ____ ___Teste _____/___** | | |
| **Controlador: PID ( ) TKS ( )** | | | | |
| **Item** | **Descrição** | **Sim** | **Não** | **____Detalhes___** |
| 1 | Instrução do voluntário | | | |
| 2 | Aferir pressão arterial | | | |
| 3 | Manter posicionamento na cadeira ergonométrica | | | |
| 4 | Ajustar aplitude e frequencia de acordo c/ identificação | | | f(Hz) I(mA) |
| 5 | Definir ângulo desejado | | | |
| 6 | Verificar atuando no controlador c/ resistor | | | |
| 7 | Aplicação de estimulações elétrica - monitoramento | | | |
| 8 | Retirada dos eletrodos | | | |
| 9 | Aferir novamente a pressão arterial | | | |
| 10 | Agendar um dia para iniciar os testes | | | |
| Tabela | **Anotar valores aferidos de pressão e batimento cardíaco** | | | |
| | Pressão no inicio dos testes: | Batimento cardíaco: | | |
| | Pressão no final dos testes: | Batimento cardíaco: | | |

Fonte: Elaborada pelo autor.